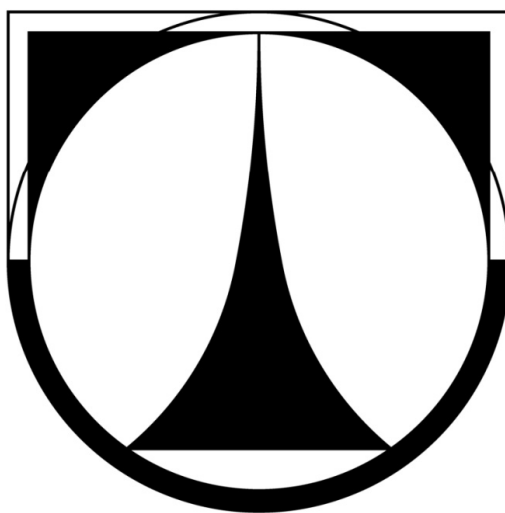


**TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI**

**Fakulta strojní**



**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

**2013**

**Ivana Hennerová**

# TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Fakulta strojní

---

Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti

Studijní program: M2301 - Strojní inženýrství

Studijní obor: 3901T003 - Aplikovaná mechanika

Zaměření: Inženýrská mechanika

## **Posouzení stabilizačního účinku minišroubků používaných pro uchycení kraniálních implantátů**

## **Assessment stabilizing effect miniscrews used for attachment of cranial implants**

### **Diplomová práce**

Autorka: Ivana Hennerová

Vedoucí práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

Konzultant: MUDr. Pavel Buchvald

Rozsah práce:

Počet stran: 62

Počet obrázků: 47

Počet tabulek: 24

Počet grafů: 5

Počet příloh: 3

V Liberci 4. ledna 2013

## ABSTRAKT

Práce se zabývá návrhem metodiky testování systému vzorek-minišroub a následně její využití pro experimenty. Metodika je navržena tak, aby respektovala zásady testování mechanických vlastností fixace ortopedických implantátů „implant pushout and pullout tests“ [14]. Provedením experimentů se získají informace o závislosti aplikované síly na posuvu a také o akumulované deformační energii ve vzorku. Následně použitím analýzy metodou konečných prvků (dále MKP) na systému vzorek-minišroub, pro každý z materiálů, získáme informace o možném chování systému za „ideálních“ podmínek. Následně bude vyhodnocen optimální materiál pro využití k výrobě individuálních náhrad.

**Klíčová slova:** implantáty, minišroub, minidlahy, metoda konečných prvků, fixace, individuální náhrady.

## ABSTRACT

This work deals with designing testing methodology of sample-miniscrew and consequently its use for experiments. The methodology is designed to respect the principle of testing mechanical properties of fixation of orthopedic implants „implant pushout and pullout tests“ [14]. Performing experiments to obtain information on the dependence of the applied force on the feed rate and the accumulated strain energy in the sample. Using finite element analysis on the sample-miniscrew for each of the materials, we obtain information on the possible behavior of the system under "ideal" conditions. Subsequently, optimal material will be evaluated for use in the manufacture of individual compensation.

**Keywords:** implant, miniscrew, miniplates, finite element method, fixation, individual compensation.

## PROHLÁŠENÍ

Byla jsem seznámena s tím, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 o právu autorském, zejména § 60 (školní dílo).

Beru na vědomí, že TUL má právo na uzavření licenční smlouvy o užití mé DP a prohlašuji, že **s o u h l a s í m** s případným užitím mé diplomové práce (prodej, zapůjčení apod.).

Jsem si vědoma toho, že užít své diplomové práce či poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem TUL, která má právo ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, vynaložených univerzitou na vytvoření díla (až do jejich skutečné výše).

Diplomovou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím diplomové práce a konzultantem.

Datum

Podpis

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych poděkovala panu doc. Ing. Lukáši Čapkovi, Ph.D., za vstřícné a velmi trpělivé jednání a cenné rady během vzniku této diplomové práce. A své rodině za podporu během studia.

## Obsah

<b>1</b>	<b>Úvod</b>	<b>7</b>
<b>2</b>	<b>Použití minidlah v chirurgii</b>	<b>7</b>
2.1	Úvod	8
2.2	Z historie	8
2.3	Materiály používané na výrobu minidlah	10
2.4	Minidlahy v chirurgii	11
<b>3</b>	<b>Anatomie</b>	<b>13</b>
3.1	Úvod	13
3.2	Kost	13
3.2.1	Stavba kosti	14
3.2.2	Růst kosti	16
3.2.3	Mechanické vlastnosti kostí	17
3.3	Lebka	17
3.3.1	Ossa neurocranii – kosti mozkové části lebky	18
3.3.2	Ossa faciei – kosti obličejové části lebky	25
3.3.3	Articulationes cranii – spoje lebečních kostí	29
3.4	Anatomické základy traumat lebky	30
<b>4</b>	<b>Zkoušky stabilizačního účinku minišroubů</b>	<b>33</b>
4.1	Úvod	33
4.2	Metodika tahové zkoušky	35
4.3	Experimenty – tahová zkouška vytržením	37
4.3.1	Polyethylen	37
4.3.2	PEEK	40
4.3.3	PALACOS®- válečky	42
4.3.4	PALACOS®- destička	44
4.3.5	Experimenty shrnutí	47
<b>5</b>	<b>MKP analýza tahové zkoušky</b>	<b>48</b>
5.1	Úvod	48
5.2	Použitá metoda	48
5.3	Model systému vzorek-minišroub	48

5.3.1	Diskretizace geometrického modelu	50
5.3.2	Zatížení a okrajové podmínky	51
5.4	Výsledky simulací	51
5.5	Porovnání výsledků z MKP analýz a experimentů	57
6	<b>Závěr</b>	<b>58</b>
	<b>Literatura</b>	<b>59</b>

## SEZNAM POUŽITÝCH VELIČIN A ZKRATEK

Značka	Veličina	Základní jednotka
$F$	Síla	[N]
$E'$	Smluvní modul pružnosti	[Pa]
$E$	Youngův modul pružnosti	[Pa]
$\mu$	Poissonovo číslo	[-]
$U$	Deformační Energie	[J]
$W$	Práce	[J]
$\sigma_u$	Maximální napětí	[Pa]
$A$	Plocha	[mm <sup>2</sup> ]
$D$	Průměr	[mm]
$L$	Délka	[mm]
MKP	Metoda konečných prvků (Finite element method)	



# Kapitola 1

## Úvod

Minidlahy se v chirurgii používají od první poloviny 20. století především při léčbě zlomenin lebky a k fixaci kraniointplantátů. S vývojem biokompatibilních materiálů se mění i použitý materiál k jejich výrobě. Nárokům na mechanické vlastnosti a biotoleranci minidlah i minišroubů určených k jejich fixaci se v dnešní době nejvíce používají slitiny titanu. Stabilizační účinek minišroubů je závislý i na materiálu, do kterého je uchycen. Kromě kosti to jsou biokompatibilní materiály používané především k výrobě individuálních implantátů: Polyethylen, PEEK a kostní cement, např. PALACOS®. Jejich mechanické vlastnosti a chování při zatěžování v takovémto systému vzorek materiálu – minišroub, je poměrně málo zmapovanou oblastí.

Navržením metodiky testování systému vzorek-minišroub a následně její využití pro experimenty nám ukáže alespoň základní chování daného systému při zatěžování. Metodika tahových zkoušek vytržením, je navržena tak, aby respektovala zásady testování mechanických vlastností fixace ortopedických implantátů „implant pushout and pullout tests“ [14].

Provedením experimentů se získají informace o závislosti aplikované síly na posuvu a také o akumulované deformační energii ve vzorku. Následně použitím analýzy metodou konečných prvků (dále MKP) na systému vzorek-minišroub, pro každý z materiálů, získáme informace o možném chování systému za „ideálních“ podmínek.

Cílem této diplomové práce je získat a porovnat data z „pushout“ experimentů a MKP analýzy systému vzorek-minišroub a navíc získat základní informace o rozložení napjatosti v daném systému.

## Kapitola 2

### Použití minidlah v chirurgii

#### 2.1 Úvod

Minidlahy se v chirurgii využívají především k fixaci zlomenin v obličeji, fixaci kraniointplantátů a zlomenin článků prstů.

Počet úrazů hlavy v posledních letech narůstá. Příčin je několik: zvyšující se fyzické násilí, vzrůstající počet automobilových nehod a úrazy spojené se sportovní aktivitou – jízda na kole a kolečkových bruslích. Při těchto úrazech bývá nejčastěji poškozen obličej, který má pro každého člověka veliký význam. Cílem fixace zlomenin je obnova narušených funkcí mechanická ochrana mozku, zrak, čich, dýchání, řeč, příjem potravy a také estetické funkce obličeje, jenž je důležitým sociálním prvkem [1,2].

Příčiny vzniku defektu lebky jsou úrazy, dále pak infekce, nádory či kraniektomie při otoku mozku. Náhradou defektu pomocí kraniointplantátů je zjištění mechanické ochrany mozku, zajištění cirkulace likvoru a funkce oka, zlepšení hemodynamických parametrů a homeostázy mozku. Současně je cílem dosáhnout i příznivého estetického efektu. Defekty lebky sebou nesou další obtíže: bolesti hlavy, nespavost, neschopnost koncentrace a poruchy paměti. [3]

#### 2.2 Z historie



Obr. 2.1: Otvor po trepanaci lebky [4]

Nejstarší známky použití operace lebky jsou nálezy lebek s otvory po trepanaci staré 6 až 7 tisíc let, kdy se k otevření lebky používaly pouze pazourkové nástroje. Na některých nálezech jsou patrné otvory se zhojenými okraji – operované osoby zákrok přežili (nález mumifikovaného müritzského Ötziho, stáří cca 4500 let, který přežil trepanaci). Stopy po těchto operacích se nacházejí po celém světě, v Evropě je známo kolem 450 nálezů, např. v oblastech, kde působila kultura starých Inků, se jich našly tisíce. V této kultuře se tyto zákroky prováděly až do 14. století. U některých se

místo chybějící kosti používaly zlaté destičky. Účel těchto operací není znám, na některých lebkách jsou patrné stopy po úrazech, pak se nejspíše jednalo o jejich léčbu, na některých však nejsou patrné žádné stopy a o důvodu se můžeme jen domnívat, zda šlo o léčbu neuropsychiatrické choroby či rituální akt. [4]

První zmínky léčby poranění v obličeji (dolní čelisti, která je nejexponovanější částí obličeje) sahají až do starověkého Egypta, 3 000 let př. n. l., kdy je popisován postup vyšetření a znehybnění pomocí dřevěných dlah fixovaných obvazy. Řecký lékař Hippokrates (460 – 370 př. n. l.) ve svých spisech popsal různé typy zlomenin dolní čelisti a jejich léčbu pomocí mezičelistní fixace zlatým drátem připevněným k zubům.

Koncem 19. století se zlomeniny čelisti začaly fixovat pomocí drátěného stehu – osteosutury a mezičelistní fixací drátem. Časem byla tato technika doplněna o modifikované postupy známé z léčby zlomenin dlouhých kostí. První kostní dlahy však nesly sebou spoustu komplikací - nedostatečná biokompatibilita, pooperační infekce.

V dnešní době se mezičelistní fixace používá i v kombinaci s minidlahami. Rozvoji použití dlah došlo během druhé světové války a v následném období. Byly popsány techniky použití zevních dlah s fixací pomocí šroubů či skob zavedených do úlomků kostí. Výhodou využití vnější mezičelistní fixace je možnost lokální anestezie, možnost neinvazivní korekce dislokace úlomků zlomeniny. Nevýhodou je viditelnost fixace, zhoršení příjmu potravy (strava jen v tekuté formě, což je často spojeno s úbytkem váhy), nedostatečná ústní hygiena, snížení dechového objemu a také omezení řeči, které má jak fyzický tak i společenský význam. Dále je postiženo žvýkací svalstvo atrofií a dochází k degenerativním změnám kondylárního výběžku mandibuly. Snaha o dosažení předúrazového anatomického tvaru a rychlého návratu funkcí a eliminaci nepříznivých aspektů mezičelistní fixace vedla k vývoji kostních dlah. Moderní osteosyntéza zavádí



fixaci pomocí minidlah přímo na kosti a umožňuje její aktivní hojení. Při použití fixace pomocí minidlah je nutná operace, která nese větší riziko vzniku infekce. [2]

Obr. 2.2: Minidlahy ([www.beznoska.cz](http://www.beznoska.cz))

## 2.3 Materiály používané na výrobu minidlah

První materiály používané k výrobě minidlah určených k fixaci zlomenin (některé i při kranioplastikách) přinášely spoustu komplikací. Nejlépe snášeno bylo zlato, jeho cena byla limitujícím faktorem pro jeho použití. S vývojem operačních technik se testovala spousta dalších, dostupnějších materiálů (např. stříbro, železo, bronz, mosaz, aj.) s různým úspěchem, s ohledem na mechanické vlastnosti a biotoleranci. Na počátku 20. století se základním materiálem pro výrobu implantátů stala nerezová ocel. Dalším materiálem použitým pro výrobu implantátů a minidlah bylo Vitalium (slitina kobaltu, chromu a molybdenu) – ve čtyřicátých letech 20. století. V padesátých letech se objevují první titanové dlahy a šrouby.



**Obrázek 2.3:** Možné aplikace minidlah – fixace implantátů[13]

V současné době se na výrobu minidlah nejčastěji používají slitiny titanu. Tyto slitiny se na výrobu implantátů využívají díky jejich dobré odolnosti vůči elektrochemické korozi, biotoleranci, relativně nízkému modulu pružnosti při zachování dostatečné tahové pevnosti a meze únavy. Titan používaný pro implantáty se dělí do čtyř jakostních tříd podle obsahu kyslíku, dusíku a železa. Námi testované minišroubky jsou ze slitiny Ti-6Al-4V. V tab. 2.1 jsou uvedeny další slitiny titanu, využívané k výrobě implantátů, a jejich mechanické vlastnosti. [5]

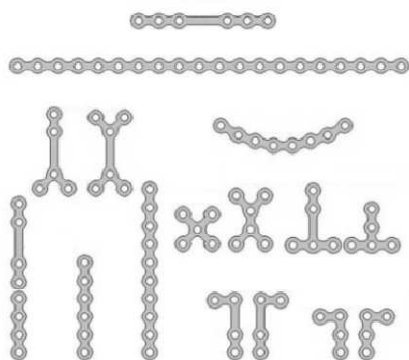
Vývoj nových systémů pro fixaci obličejových zlomenin se zaměřuje na biodegradabilní sloučeniny (polymery kyseliny mléčné – PLA, glykolové – PGA a polydextróza – PDX), které jsou odbourávány pomalou hydratací. Největší předností je resorbovatelnost a není tedy nutné je odstraňovat. Na druhé straně pokles pH při resorpci a krystalické zbytky materiálu mohou způsobit zánětlivou reakci. Mechanické vlastnosti jsou horší než u kovových materiálů a z tohoto důvodu jsou doporučovány k ošetření úrazů v méně namáhaných částí obličeje. Mechanické vlastnosti vysokomolekulárního polymeru PLLA (kyselina poly-L-lactická): pevnost v tahu 73 MPa, modul pružnosti v tahu 4 GPa. [5]

**Tab. 2.1: Mechanické vlastnosti titanových slitin používaných pro výrobu implantátů [5]**

Slitina	Pevnost (MPa)	Mez kluzu (MPa)	Tažnost (%)	Modul pružnosti (GPa)
Ti-6Al-4V	980	850	12	115
Ti-13Nb-13Zr	1030	900	15	79
Ti-5Al-2,5Fe	860	780	10	115
Ti-6Al-7Nb	1050	900	12	105

## 2.4 Minidlahy v chirurgii

Metoda osteosyntézy pomocí minidlah a minišroubů získala od svého počátku (v polovině 70. let minulého století) značnou popularitu a v dnešní době je na trhu několik výrobců s několika systémy. Původní dlahy mají tloušťku 1mm, šířku 6mm a různé délky, pro tyto minidlahy jsou k fixaci určené samořezné minišrouby s průměrem 2 mm, jejich délky jsou různé. Dnešní mají nejen různé tvary (Obr. 2.4) a nabízejí i větší tloušťku, tak i šrouby mají více variant průměrů (např.: 2mm, 2,4mm). Další variantou jsou: dlahy s redukovanou plochou kontaktu, tzv. úhlově stabilní dlahy se zajištěným šroubem (šroub je v minidlaze zajištěn např. pomocí závitů na hlavičce šroubu a v otvoru minidlahy) a 3D minidlahy (jejich základem je čtvercová nebo obdélníková minidlahy s 2x2 otvory, dále i s otvory 3x2 nebo 4x2). [2]

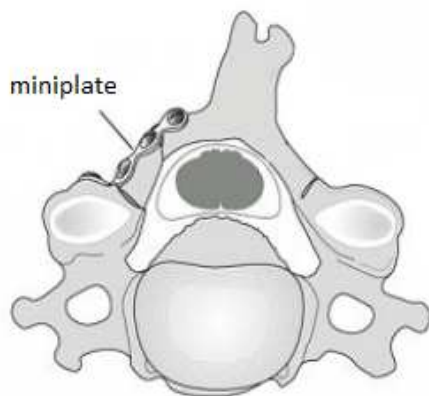


**Obr. 2.4: Minidlahy**  
<http://www.osteofix.fi/miniplates.html>

Při léčbě zlomenin v obličeji je použití minidlah jednou z možných variant léčby, lze je aplikovat u zlomenin: dolní čelisti (corpus mandibulae, angulus mandibulae), nosních kůstek, kraniofaciálních zlomenin dle LeFort I, II, III (viz. Kapitola 3, Anatomie).

Minidlahy a minišrouby z titanu se při kranioplastikách používají k fixaci implantátů: titanových mřížek či implantátů vyráběných na základě 3D CT rekonstrukce z materiálů PEEK, titan či polyetylen. U dětských pacientů, kde rostoucí lebka nedovoluje použití běžných náhrad, se využívají systémy vstřebatelných destiček a nýtů. [3]

Titanové minidlahy mají v chirurgii širší uplatnění, fixují se jimi drobné zlomeniny např. článků prstů nebo se využívají při operaci páteře – tzv. „open door“ laminoplastice (Obr. 2.5 a Obr. 2.6).



**Obr. 2.5: Minidlahy - „open door“ laminoplastika.[6]**



**Obr. 2.6: Možnosti využití minidlah při léčbě zlomenin metakarpálních kůstek. [7]**

## Kapitola 3

### Anatomie – Lebka (Cranium)

#### 3.1 Úvod

Cílem použití kranioimplantátů a jejich stabilizace pomocí minidlah je zjištění mechanické ochrany mozku, zlepšení kosmetického stavu pacienta, zajištění funkcí - cirkulace likvoru, funkce oka a zlepšení hemodynamických parametrů a homeostázy mozku. Příčinou vzniku defektů lebky jsou traumata, infekce, nádory či kraniektomie při edému mozku. Následkem toho se může u těchto pacientů vyskytnout bolesti hlavy, nespavost, neschopnost koncentrace a poruchy paměti.[3]

Při rekonstrukci lebky se používají kostní autotransplantáty nebo kranioimplantáty z materiálů: kostní cement (PALACOS®), PEEK (polyetherketone), polyetylen, titan. Pro dosažení požadovaného efektu je nezbytná správná volba implantátu a správná stabilizace. K výběru vhodného kranioimplantátu je nezbytná znalost anatomie a mechanických vlastností kostí v dané části lebky, proto v následující části bude popsána kost – kostní tkáň, která vykazuje z mechanického hlediska různé vlastnosti podle struktury, lokality a směru zatížení. Kostní tkáň je nehomogenní a anizotropní materiál, který má různé vlastnosti s ohledem na stáří, pohlaví a historii zatěžování. [8]

Cranium - lebka je pevná a pružná schránka pro mozek a pro hlavní smyslové orgány. Je složena z polymorfních a individuálně variabilních kostí, jejichž plné funkční uplatnění se realizuje v rámci vyššího celku – jímž je lebka.

#### 3.2 Kost

Kosti, nejen lebky, můžeme popisovat a třídit podle různých hledisek - tvaru, stavby, růstu, cévního zásobení a biomechanických vlastností:

- *Dlouhé kosti* – např. kosti končetin, mají duté tělo tvořené silnou vrstvou kompaktní kosti, konce těchto kostí mají na povrchu tenkou vrstvu kompakty a uvnitř spongiózní kost uspořádanou v kostní trámečky, ty jsou uspořádány tak že jejich směr souhlasí se směrem hlavního napětí.
- *Krátké kosti* – kosti nepravidelného tvaru (dolní čelist, některé lebeční kosti) mají na povrchu tuhá vrstva kompakty, uvnitř je spongióza.

- *Ploché kosti* – podílejí se na stavbě lebeční klenby (temenní kost, šupiny čelní, spánkové a týlní kosti) a stavbě pletenců obou končetin. Na zevní i vnitřní ploše těchto kostí je různě silná vrstva kompakty. Mezi deskami kompakty je spongióza s poměrně velkými prostory mezi trámci, vyplněné až do pozdního věku krvetvornou kostní dřeví – nazývané *diploe*.

Na lebce nacházíme dva typy kostí: krátké a ploché. Mezi krátké kosti patří i kosti nepravidelného tvaru – dolní čelist a některé z lebečních kostí.

### 3.2.1 Stavba kostí

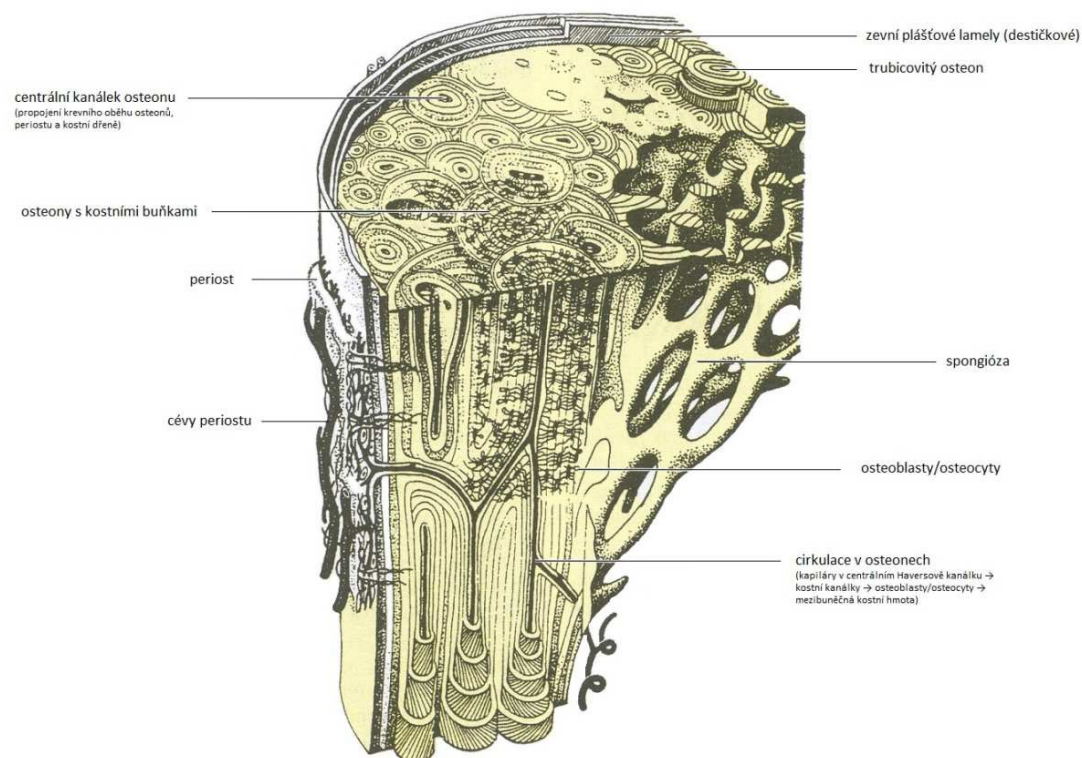
Kosti všech tvarových typů jsou tvořeny kostní tkání - specializovaný typ opěrného pojiva, která obsahuje buňky a mineralizovanou mezibuněčnou hmotu. Tvoří ji buňky:

- *osteoblasty* (jejich činností vzniká kost, podílejí se na mineralizaci kostní tkáně),
- *osteocyty* (vznik z osteoblastů, podílejí se na procesu uvolňování minerálů z kostní tkáně),
- *osteoklasty* (produkce enzymů rozrušující kolagen – v místech remodelace kostní tkáně), a
- *vláknitá mezibuněčná hmota* (tvořena svazky kolagenních vláken, tmelena základní hmotou obsahující i specifické glykoproteiny silně vázající vápník – mineralizace základní matrix kosti).

Makroskopická stavba kosti vychází z prostorového uspořádání kostní tkáně:

- *lamelární kost* - základem převážné části skeletu, rozlišujeme:
  - *kompaktní* (plášťová vrstva, cca 80%, nositelka především mechanických vlastností),
  - *spongiózní* (houbovitá část, místo pro realizaci látkové přeměny kostí a jejich remodelace), a
- *fibrilární kost*





Obr. 3.1: Stavba lamelární kosti. [9]

Stavba lamelární kosti:

- *Periosteum* – okostice je pevný vazivový obal kryjící povrch kosti, kromě míst kde je kost spojena se svailem a mimo kloubní spojení. Periost představuje nejen mechanickou ochranu kosti, ale i významný zdroj cévního zásobení kosti, zdrojem kostitvorné aktivity – růst kosti do šířky, při jejich remodelaci a hojení defektů kompakty. Dřeňovou dutinu vystýlá *endosteum* – vnitřní okostice.
- *Kompakta* je tvořena koncentricky uspořádanými trubicovitými nebo destičkovými lamelami. Komplex soustředných lamel s centrálním kanálkem nazýváme *osteon* (*Haversův systém*), ten je základní stavební a funkční jednotkou kompaktní kosti. Osteon je i cirkulační jednotkou, látková přeměna mezi kostními buňkami a krví probíhá: kapiláry v centrálním Haversově kanálku → kostní kanálky → osteoblasty/osteocyty → mezibuněčná kostní hmota.
- *Spongióza* je v lamelární kosti tam, kde není souvislá a jednotná dřeňová dutina a pod plášťovou vrstvou kompakty. Je složena z trámců a plotének, jejichž prostorové uspořádání je výsledkem různých mechanických sil působících na kost.

- Prostory mezi trámci jsou vyplněny tukovými buňkami, buňkami kostní dřevě, cévami, nervy a mezibuněčnou tekutinou.
- *Kostní dřevě* vyplňuje dutiny diafýz, prostory spongiózy a širší Haversovy kanálky. V mladším věku převažuje červená, která je nahrazovaná žlutou a později šedou dřevě. Červená kostní dřevě je krvevorný orgán, v průběhu růstu jí ubývá a do pozdějšího věku se udržuje krvevornost v žebrech a plochých kostech lebky a pánve.

Cévní zásobené kostí je klíčové pro látkovou přeměnu, osifikaci, růst a hojení kostí. Způsob cévního zásobené se liší u kostí jednotlivých základních typů. Dlouhé kosti mají tři zdroje cév:

- *Periostální cévy* - drobné cévní kmeny představují hlavní zdroj krevního zásobené kosti, napojení na cévy uvnitř Haversových kanálků.
- *Epifyzární cévy* - větve menších cév z nejbližšího okolí, jejich zdrojem jsou tzv. kloubní větve (cévy zásobující kloubní pouzdra a vazy).
- *Nutritivní cévy* – samostatné, poměrně silné cévy, vstupují do kostí jedním či dvěma nutritivními otvory. Zásobují kostní dřevě, nedost, kompaktu i oblast růstových chrupavek. Zdrojem jsou kmeny tepen z blízkostí kostí.

Krátké kosti mají cévní zásobené podobné jako epifyzy dlouhých kostí, cévy vstupují do těchto kostí na plochách směřujících ke kloubním pouzdrům a vazům. Ploché kosti zásobují periostální cévy a větší nutritivní cévy. Cévní zdroje a směr kostní cirkulace jsou významné pro hojení kostních zlomenin.

Bohatě inervován je periost – senzitivně, proto je velmi citlivý. Do kosti prostupují tenká autonomní nervová vlákna podél cév – inervují jejich stěnu a tak regulují průtok krve kostí.

### **3.2.2 Růst kostí**

Růst kosti probíhá mechanismem zvaným *apozice*, jelikož původní buňky jsou zabudované v mineralizované tkáni. Apozice – přikládání novotvořené tkáně k tkáni původní (rostoucí) vyžaduje neustálou tvarovou přestavbu kosti – remodelaci kosti. Přestavba kostní tkáně je trvalou součástí životního cyklu kosti. Buňky podílející se na remodelaci: osteoblasty, osteoklasty, osteofyty, žírné buňky, bílé krvinky a další fagocytyující buňky.

- *Osteoblasty* - vznik v kostní dřeni z tzv. kmenových buněk, produkují kolagen a kostní bílkoviny. Produkce probíhá nestejnoměrně a při dosažení cca 20μm přestává produkovat bílkoviny a začíná jejich mineralizace.
- *Osteoklasty* - buňky resorbující kost, produkují enzymy degradující kostní kolagen (kolagen rozkládají osteoblasty – produkce kolagenázy).
- *Osteocyty* - produkují kostní bílkoviny, sloužící k trvalé reparaci kostních mikrofraktur.
- *Žírné buňky, lymfocyty aj.* - mají v remodelaci podpůrný význam.

Regenerační schopnost kostní tkáně je vysoká a lze ji úspěšně transplantovat, toho využívá kostní chirurgie při výplni defektů a náhradě části kostí kostními štěpy. Při regeneraci zlomenin – *fraktur* je kost schopná úplného zhojení.

### 3.2.3 Mechanické vlastnosti kostí

Mechanické vlastnosti kostní tkáně jsou závislé na uspořádání organických částí (kolagenní vlákna) a na stupni mineralizace. Minerální složka (fosforečnan vápenatý ve formě hydroxiapatitu) dodává tkáni tvrdost a křehkost. Kostní tkáň tedy představuje kompozitní a anizotropní materiál (pouze kompaktní kost lze přibližně modelovat jako homogenní kontinuum). Dále mechanické vlastnosti jsou závislé na věku, pohlaví i na směru, ve kterém působí vnější zatížení [8].

### 3.3 Lebka – *cranium*

Lebka je pevná a pružná schránka pro mozek a pro hlavní smyslové orgány. Je složena z polymorfních a individuálně variabilních kostí, jejichž plné funkční uplatnění se realizuje v rámci vyššího celku – jímž je lebka[9]. Tvoří ji lebeční kosti – *ossa cranii*, které můžeme podle anatomického i funkčního hlediska rozdělit na dvě části:

- kosti mozkové části lebky – *ossa neurocranii* (neurokranium – pouzdro kolem mozku a smyslových orgánů) a
- obličejové kosti – *ossa faciei* (splanchnokranium – okolí začátku trávicí trubice).

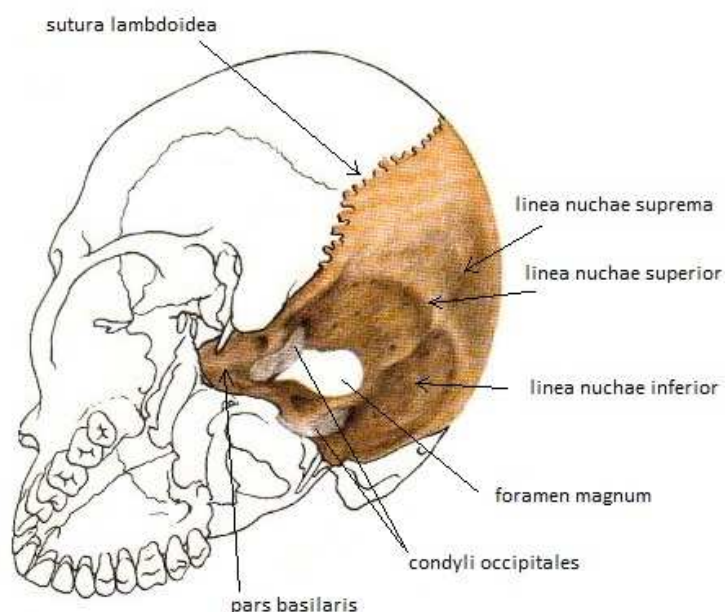
Tab. 3.1: Kostí neurokrania a splanchnokrania. [1]

Neurokranium	Splanchnokranium
Týlní kost – <i>os occipitale</i>	Horní čelist – <i>maxila</i>
Klínová kost – <i>os sphenoidale</i>	Patrová kost – <i>os palatinum</i>
Spánková kost – <i>os temporale</i>	Lící kost – <i>os zygomaticum</i>
Čichová kost – <i>os ethmoidale</i>	Dolní čelist – <i>mandibula</i>
Dolní nosní skořepina – <i>conchanasalisinferior</i>	Jazyk – <i>os hyoideum</i>
Slzná kost – <i>os lacrimale</i>	
Čelní kost – <i>os frontale</i>	
Nosní kosti – <i>ossanasalia</i>	
Temenní kost – <i>os parientale</i>	

### 3.3.1. Ossa neurocranii – kosti mozkové části lebky

Jednotlivé kosti neurokrania tvoří pouzdro, ve kterém je uložen mozek a některé smyslové orgány. Spodina pouzdra představuje lebeční základnu – *basis cranii* a horní část neurokrania je lebeční klenba – *calvaria*. Uvnitř kostěného pouzdra je lebeční dutina – *cavita scranii*.

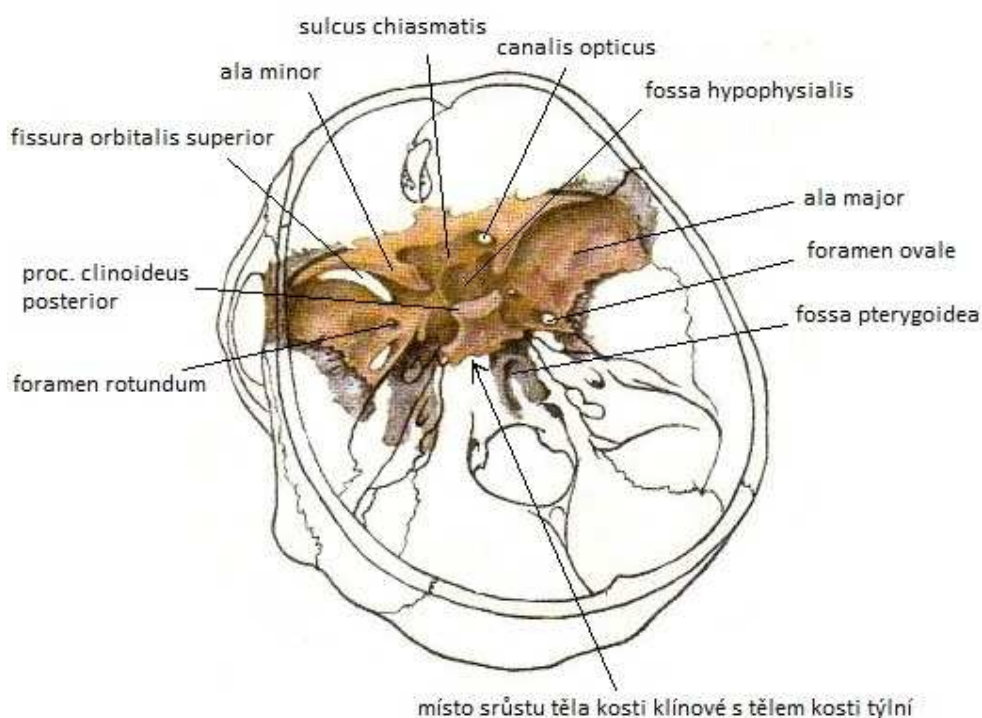
**Os occipitale** – týlní kost je miskovitá kost, modelovaná z vnitřní části tvarem mozku a z vnější strany úponem šíjových svalů. Skládá se ze čtyř částí rozložených okolo týlního otvoru – *foramen magnum* (obr. 2). Základní část – *pars basilaris* stoupá od foramen magnum šikmo dopředu vzhůru ke kosti klínové, na zevní ploše má hrbolek – *tuberculum pharyngeum* na který se upíná závěs hrtanu. Boční části – *partes laterales* ohraničují svými okraji foramen magnum a nacházejí se zde *condyli occipitales* – vyvýšeniny s kloubními plochami pro atlantooccipitální skloubení. Čtvrtou částí je týlní šupina – *squama occipitalis*, na její vnější straně jsou zřetelné: drsná plocha *protuberantia occipitalis externa*, čáry *linea nuchae suprema*, *superior* a *inferior*, které slouží jako místa začátku nebo úponu šíjových svalů. Pilovitý šev spojující horní okraj šupiny kosti týlní s kostmi temenními je *sutura labdoidea*.



Obr. 3.2: Os occipitale – týlní kost. [2]

**Os sphenoidale** – klínová kost je velmi členitá, umístěná uprostřed lebeční báze. Dotýká se téměř všech kostí obličejové i mozkové části lebky. Skládá se z těla, malých a velkých křídel a z křídlových výběžků (obr 3). Na těle klínové kosti – corpus ossis sphenoidalis, která má tvar téměř pravidelné krychle, je na straně obrácené do dutiny lebeční jamka – *fossa hypophysialis* pro *hypophysis cerebri* – hypofýzu. V žlábků před *fossa hypophysialis*, v *sulcus chiasmatic*, leží křížení svazků zrakového nervu. Zadní strana žlábků vybíhají postranní výběžky – *processus clinoides posteriores*. Přední plocha je otočena do nosní dutiny a na jejím středu je hrana – *rostrum sphenoidale*, ke které dosedá kost radličná – *vomer*. Spodní strana těla směřuje do dutiny nosní. Zadní plocha se spojuje s *basiosphenoidalis*. Malá křídla – *alaes minores*, jsou dvě ploténky odstupující od horní přední části těla, v místě odstupu je zrakový kanál – *canalis opticus*, kde prochází zrakový nerv – *n. opticus* oční tepna a *ophthalmica*. Horní plocha směřuje do dutiny lebeční, spodní plocha se podílí na stavbě stropu očnice. Přední okraje malých křídel se spojuje s čichovou kostí a čelní kostí. Velká křídla – *alaes majores*, vystupují jako párové ploténky z boků kosti klínové, jejich okraje se spojují s kostí čelní a lící ve stěně očnice a v jámě spánkové, s kostí temenní v jámě spánkové a dozadu s kostí spánkovou. Při odstupu křídel jsou nápadné otvory: *foramen rotundum* (prostup druhé větve trojklaného nervu – *n. trigeminus*, *n. maxilaris*), *foramen ovale* (prostup třetí větve trojklaného nervu *n. mandibularis*) a *foramen spinosum* (prochází *a. meningea media*). Křídlové výběžky –

*processus pterygoidei* jsou dvě kostěné ploténky, mezi oběma je *fossa pterygoidea* (zde začíná jeden ze žvýkacích svalů). V *canalis pterygoideus* probíhá n. *canalis pterygoidei* inervující slinné žlázy a žlázy nosní a ústní sliznice.

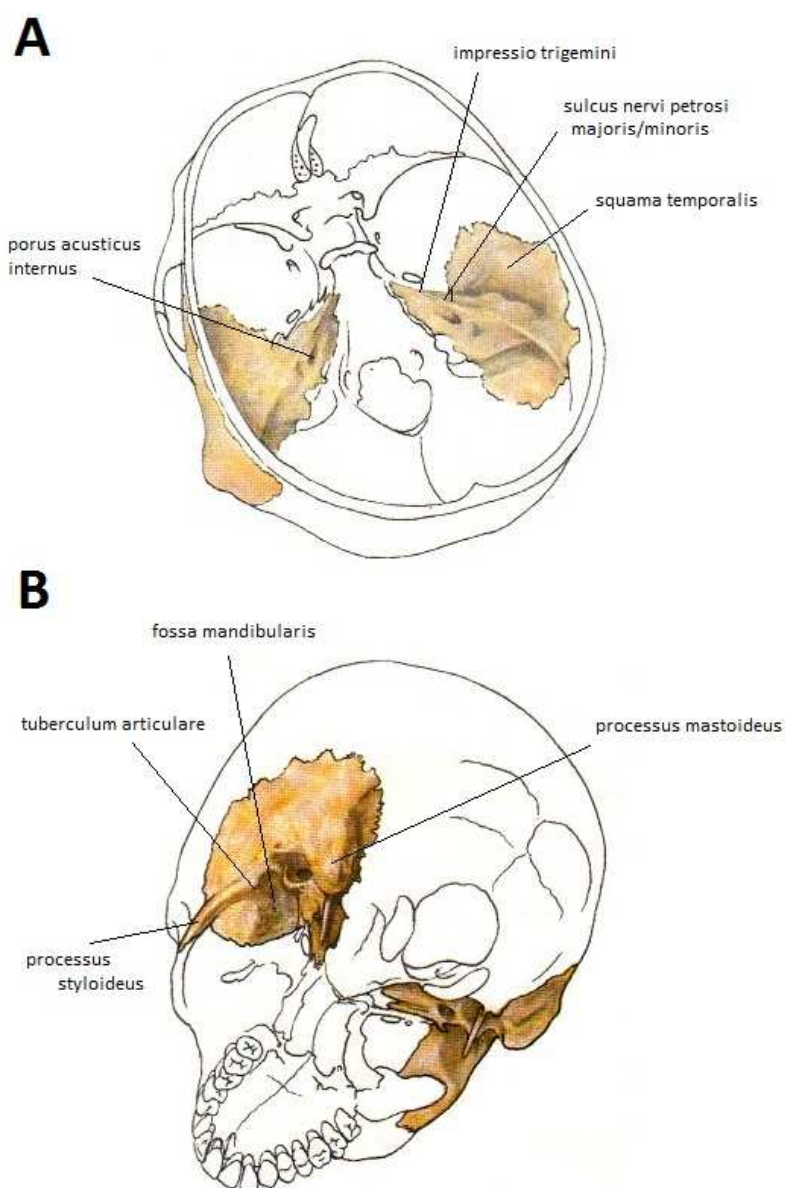


Obr. 3.3: Os sphenoidale – klínová kost.[2]

**Os temporale** – kost spánková, je párová kost, složená ze tří vývojově samostatných částí – bubínková kost, skalní kost a šupiny spánkové kosti. Podílí se na tvorbě laterální stěny neurokrania a i lebeční spodiny. *Os petrosum* – skalní kost má tvar trojbokého hranolu, který je vložen mezi klínovou kost a týlní kost. Na přední ploše jsou patrné útvary: *impressio trigemini* – jamka pro ganglion trigeminale, *sulcus nervi petrosi majoris (minoris)* – rýhy vedoucí nervy, plochá tenká lamela *tegmentympani* tvoří strop bubínkové dutiny. V zadní ploše je patrný *porus acusticus internus* – otvor vedoucí do vnitřního zvukovodu. Dolní plocha, součást zevní plochy lebeční báze, za výběžkem *processus styloideus* je otvor *foramen stylomastoideum* – ústí kanál lícního nervu a *processus mastoideus* – místo začátku kývače hlavy. Zevní plocha je překryta bubínkovou kostí a představuje stěnu středoušní dutiny – *cavitas tympani*. Její zevní plocha je vyklenuta v *promontorium*, jejíž tvar je podmíněn prvním závitem kostěného hlemýžďe. *Os tympani* – bubínková kost, na její vnitřní ploše je žlábek – *sulcus tympanicus*, ve kterém

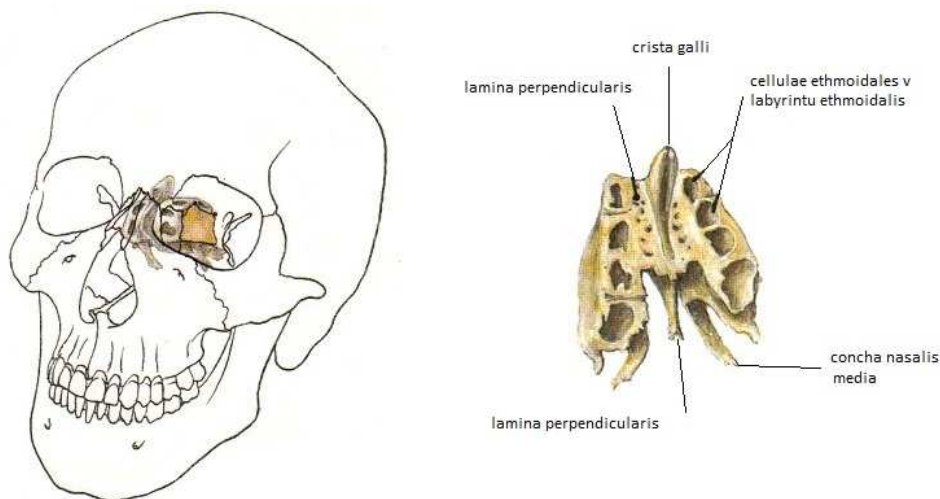


je vsazen bubínek. Šupina spánkové kosti – *squama temporalis*, plochá kost, spojující se s temenní kostí a dotýká se velkého křídla klínové kosti. Ze zevní plochy vystupuje *processus zygomaticus*, který se spojuje s podobným výběžkem lící kosti a vytváří lící oblouk – *arcus zygomaticus*. *Fossa mandibularis* s *tuberculum articulare* vytvářejí kloubní plochu jamky čelistního kloubu. Uvnitř skalní kosti jsou tři systémy dutin: kostěné bludiště (*labyrinthus osseus* zde je uložen blanitý labyrint – *labyrinthus membranaceus* nesoucí sluchové a statokinetické receptory), bubínková dutina a dutinky v pneumatizovaném proc. mastoideus.



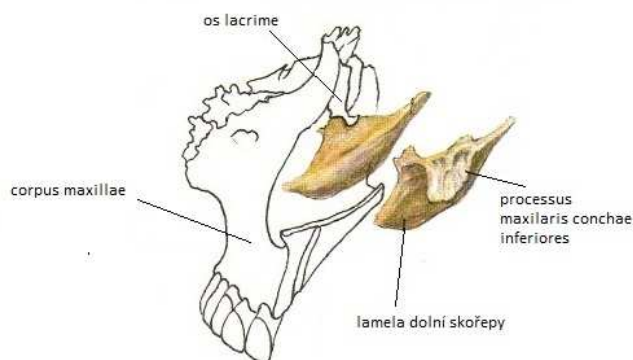
Obr. 3.4: Os temporale – spánková kost, A – pohled shora, B – pohled zdola zezadu. [2]

**Os ethmoidale** – čichová kost, nepárová kost umístěná mezi očnicemi a tvoří strop nosní dutiny. Skládá se ze tří částí: svislé ploténky, horizontální ploténky a dvou laterálních kostěných hranolů. Svislá ploténka - *lamina perpendicularis*– tvoří horní část nosní přepážky a vybíhá do lebky – *crista galli*. Dírkováná ploténka – *lamina fibrosa*, prochází zde vlákna čichového nevu (nn. Olfactorii). Čichový labyrint – *labyrinthus ethmoidalis*, dutinky ústící do nosní dutiny.



Obr. 3.5: Os ethmoidale – kost čichová, pohled zleva dopředu. [2]

**Concha nasalis inferior**- dolní nosní skořepa je samostatná párová kost, svými výběžky se spojuje se slznou a čichovou kostí a s horní čelistí. *Processus maxilaris* – spojení s horní čelistí.



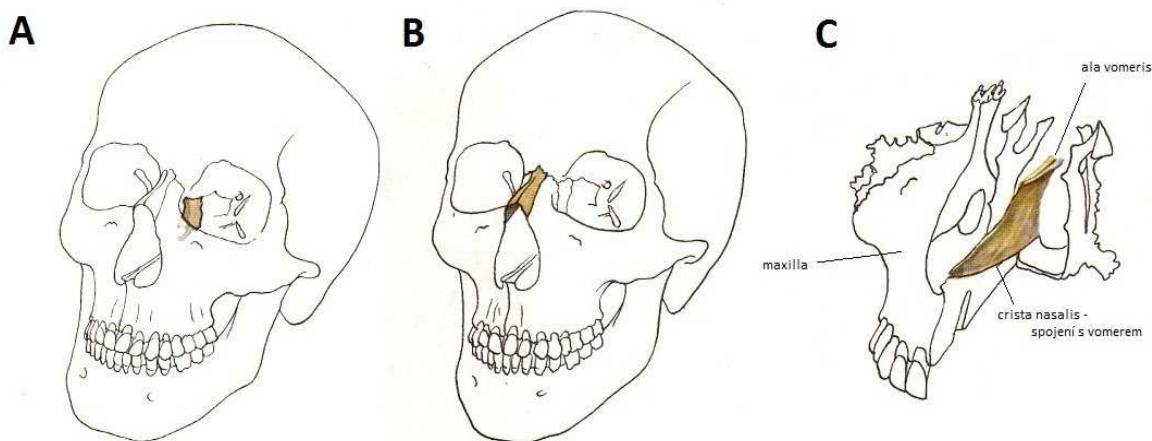
Obr. 3.6: Concha nasalis inferior – dolní nosní skořepina. [2]

**Vomer** – radličná kost, je nepárová kost, tvoří zadní část nosní přepážky.



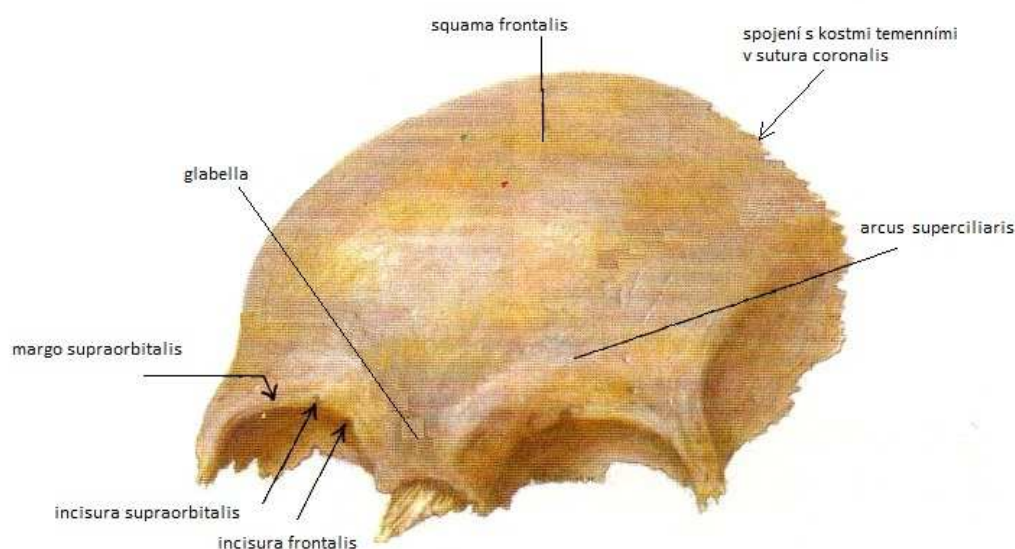
**Os lacrimale** – slzná kost, párová kostěná ploténka, která je umístěná ve vnitřní straně očníce, dotýká se čelní kosti, horní čelisti a čichové kosti. Nachází se zde *fossa sacci lacrimalis* – jamka pro slzný vak.

**Ossa nasalia** – nosní kosti, jsou párové kosti tvořící kostěný podklad kořene nosu. Horní konec se spojuje s čelní kostí a boční okraje se přikládají k horní čelisti.



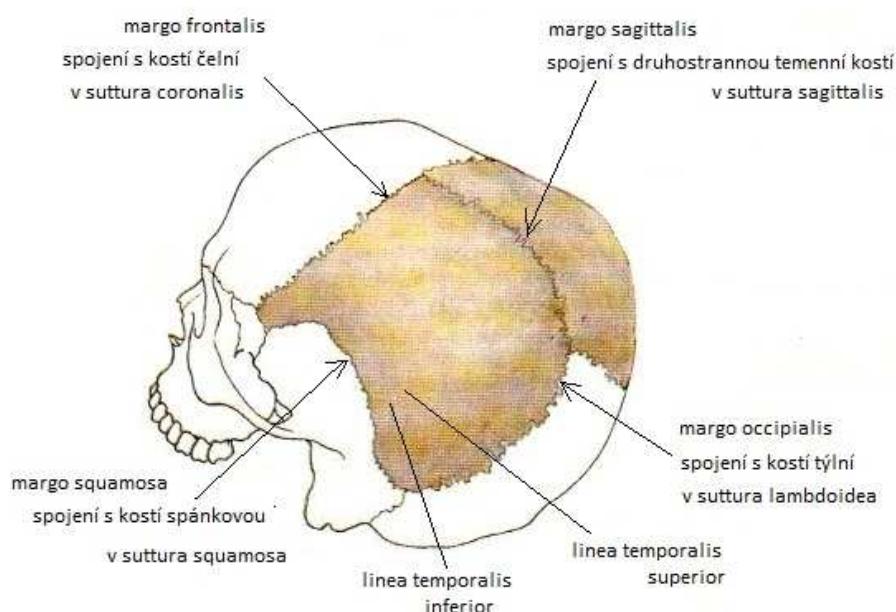
Obr. 3.7: A – Os lacrimale – slzná kost, B – Ossa nasalia – nosní kosti, C – Vomer – radličná kost. [2]

**Os frontale** – čelní kost, je kostěným podkladem čela a stropu očníce. Tvoří ji tři části kosti: šupina kosti, očnicové partie a nosní části. Šupina kosti čelní - *squama frontale* utváří čelní krajinu lebky, na dolním okraji probíhají nadočnicové valy – *arcus subciliares* mezi kterými je úžlabí – *glabella*, významný kranio-metrický bod na lebce. *Margo supraorbitalis* horní okraj očníce nese dva otvory nebo zářezy pro výstup cév a nervů (n. ophtalmicus) z očníce: *incisura/foramen frontale* a *incisura/foramen supraorbitalis*. Ve švu věncovém – *sutura coronalis* se přikládá ke kostem temenním a ve švu *sfenofrontální* k velkým křídům kosti klínové. Očnicové partie – *partes orbitales*, tvoří strop očníce a v dolní části je prohlubeň pro slznou žlázu. V očníci se čelní kost spojuje s ploténkou čichové kosti. K nosní partii – *pars nasalis* se připojují čelní výběžky horní čelisti.



Obr. 3.8: Os frontale – čelní kost.[2]

**Os parietale** – temenní kost, je párová kost, její okraje jsou spojeny s okolními kostmi v hlavních švech klenby lebeční: *sutura coronalis* (šev korunový, spojuje přední okraj s kostí čelní), *sutura sagittalis* (šev šípový, spojuje obě části kosti temenní), *sutura lambdoidea* (šev lambdový, spojuje zadní okraj s kostí týlní) a *sutura squamosa* (šev šupinový, spojuje dolní okraj s kostí spánkovou). Na zevní ploše jsou dvě drsné čáry pro úpon fascie a spánkového svalu – *linea temporalis superior* a *inferior*.

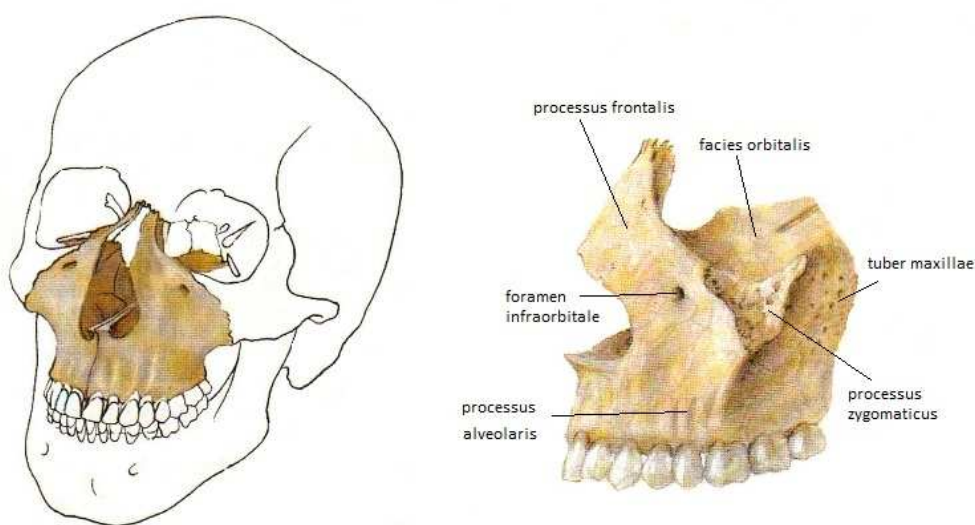


Obr. 3.9: Os parietale – temenní kost.[2]

### 3.3.2 Ossa faciei – kosti obličejové části lebky

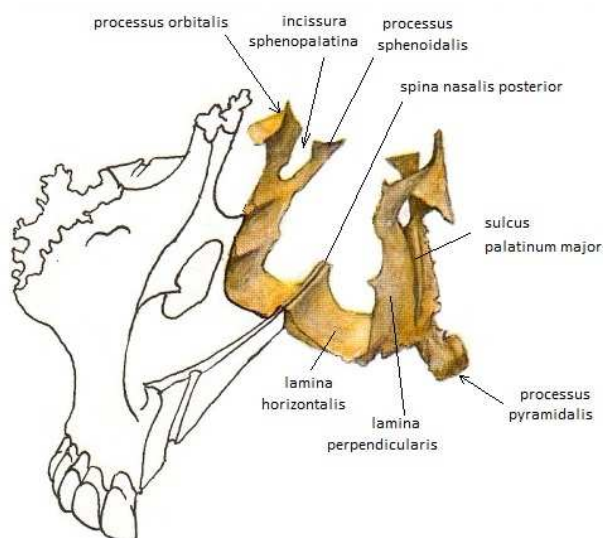
Splanchnocranium je původně tvořeno chrupavčitými žaberními oblouky jako opora dýchacích cest, později s nimi splynuly krycí kosti a staly se základem obličejového skeletu.

**Maxila** – horní čelist je párová kost, spojené části maxily se podílejí na tvaru obličeje, stavbě očních, nosní dutiny a na stavbě tvrdého patra. Tělo horní čelisti – *corpus maxillae*, má tvar trojbokého jehlanu. Na přední straně otvorem – *foramen infraorbitale* procházejí cévy a nervy, které se podílejí na zásobení a inervaci předních a středních zubů v horní čelisti. Zadní plocha vybíhá v hrbol – *tuber maxillae*– zde vybíhají cévy a nervy pro zadní zuby. Horní část tvoří velkou část očnice, v štěrbině – *fissura orbitalis inferior*, mezi horní plochou a velkým křídlem klínové kosti prochází *n. zygomaticus* a *n. infraorbitalis* spolu s *a. infraorbitalis* a *v. ophthalmica inferior*. Plocha horní čelisti přivrácená do nosní dutiny má velký otvor – *hiatus maxillaris*, který vede do dutiny horní čelisti – *sinus maxillaris* (patří do systému vedlejších nosních dutin, které zvětšují objem a plochu vlastní nosní dutiny). Výběžky horní čelisti: čelní výběžek – *processus frontalis* se švem spojuje čelní, nosní a lící kosti, patrový výběžek – *processus palatinus* je kostěná ploténka jejíž horní plocha vybíhá v trn – *spina nasalis anterior*, ohraničující vstup do nosní dutiny, lící výběžek – *processus zygomaticus* – spojení s os zygomaticum a čelistní výběžek – *processus alveolaris*, jenž je nosičem zubních kořenů.



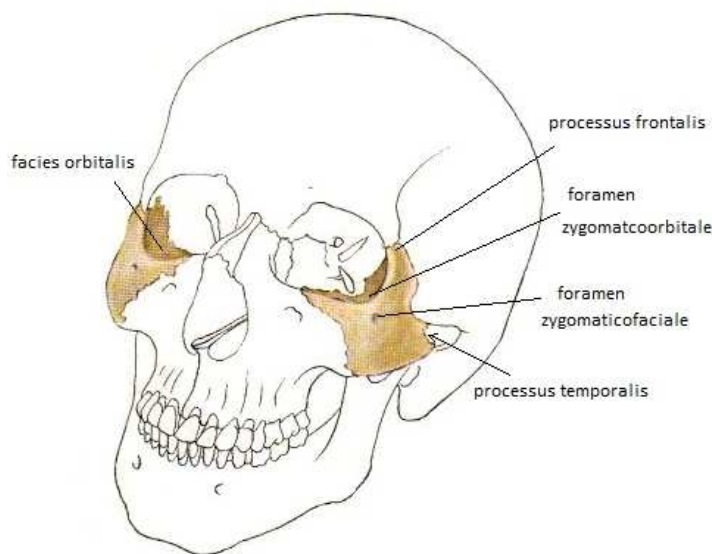
Obr. 3.10: Maxilla – horní čelist.[2]

**Os palatinum** – patrová kost, je párová kost složená ze dvou plochých lamel doplňujících tvrdé patro. Horizontální ploténka – *lamina horizontalis* má volný zadní okraj a ohraničuje průchod z nosní dutiny do nosohltanu, v místě spojení s druhostrannou patrovou kostí vybíhá trn – *spina nasalis posteriori*. *Processus pyramidalis* vybíhá v místě styku horizontální a svislé lamely a nese drobná *foramina palatina minora*, kterými vystupují nervy a cévy tvrdého patra. Před pyramidovým výběžkem je *foramen palatinum majus* – vyústění *canalis palatinum major*, také tímto kanálem se k patru dostávají cévy a nervy. Vertikální ploténka – *lamina perpendicularis* má dva výběžky: *processus orbitalis*, obrácen do očníce a *processus sphenoidalis* – připojení ke kosti klínové. Zářez mezi oběma výběžky – *incizura sphenoidalis* doplněný kostí klínovou vytváří otvor – *foramen sphenopalatinum*, spojuje nosní dutinu s prostory pod lebeční bází.



Obr. 3.11: Os palatinum – patrová kost. [2]

**Os zygomaticum** – lící kost spojuje obličejový skelet se stěnou neurokrania. Účastní se stavby očníce a významně určuje tvar obličeje. Na ploše obracející se do orbity je otvor – *foramenzygomaticoorbitale* kudy vstupují vlákna n. maxilaris , která následně vystupují ve *foramen zygomaticofaciale*. Výběžky spojující lící kost s okolím: *processus maxillaris* (spojení s horní čelistí), *processus temporalis* (účastní se stavby jařmového oblouku – *arcus zygomaticus*, s výběžkem kosti spánkové) a *processus frontale* (se spojuje s čelní kostí a s velkými křídly klínové kosti).

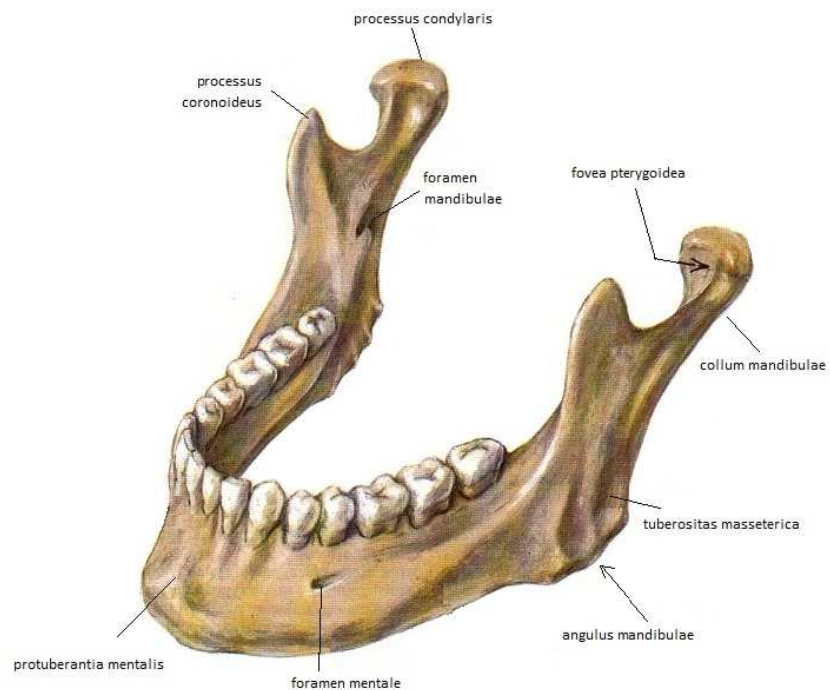


Obr. 3.12: Os zygomaticum – lící kost. [2]

**Mandibula** – dolní čelist, je v dospělosti nepárová, největší a nejpevnější kost obličejové části lebky. Tělo dolní čelisti – *corpus mandibularis* má tvar podkovy ve středu vystupuje *protuberantia mentalis* jako trojhranné zhuštění. Horní okraj těla kosti – *pars alveolaris* je upraven podobně jako okraj horní čelisti – obsahuje zubní lůžka a nese zuby. Na vnitřní straně vybíhá *spina mentalis* – výběžek, místo začátku jazykových svalů a pod alveolárními jamkami stoliček se nachází čára – *linea mylohyoidea* na kterou se upíná okraj plochého svalu tvořícího dno ústní dutiny. Ramena dolní čelisti – *rami mandibulae*, se k tělu připojuje v úhlu čelisti – *angulus mandibulae*, kde na zevní ploše je *tuberositas masseterica* - místo úponu žvýkacího svalu. Horní okraj ramus mandibulae je rozdělen na dva výběžky: *processus coronoideus* (úpon spánkového svalu) a *processus condylaris* s hlavicí čelistního kloubu. Pod hlavicí dolní čelisti – *caput mandibulae* je krček – *colum mandibulae* a jamka – *fovea pterygoidea*, do které se upíná žvýkací sval. Ve *foramen mandibulae* začíná kanál dolní čelisti, který probíhá téměř celou dolní čelistí a ústí v bradovém otvoru – *foramen mentale* a obsahuje cévy a nervy pro zuby dolní čelisti.

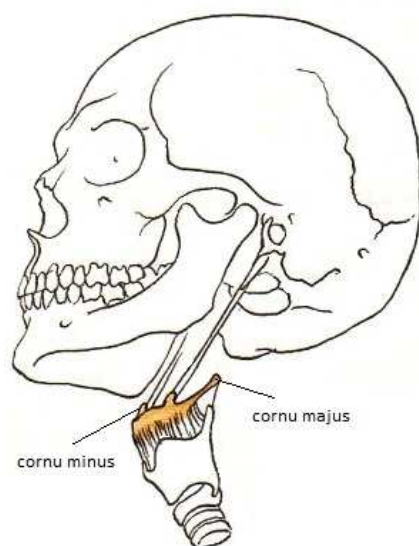
**Os hyoideum** – jazykka je malá kost podkovovitého tvaru a s ostatními kostmi se spojuje prostřednictvím vazů a svalů. Z těla jazykky – *corpus ossis hyoidei* vybíhají: velké rohy – *cornua majora* a malé rohy – *cornua minora*, na které se upíná *lig. stylohyoideum* – zavěšení jazykky na lebeční bázi. Jazykka je místem začátku některých krčních svalů a je na ní zavěšen hrtan.





Obr. 3.13: Mandibula – dolní čelist. [2]

**Ossicula auditus** – sluchové kůstky, jsou tři drobné kůstky uloženy ve středoušní dutině. Jde o kladívko – *malleus*, kovádlínka – *incus* a třmínek – *stapes*. Z funkčního hlediska představují přenosový řetězec kostí zesilujících kmity bubínku při přenosu zvukových vln do vnitřního ucha.



Obr. 3.14: Os hyoideum – jazyk. [2]

### 3.3.3 Articulationes cranii – spoje lebečních kostí

Mezi jednotlivými kostmi lebky jsou tři základní typy spojů:

- lebeční švy a fontanely novorozenecké lebky – *suturae cranii* (vazivové spoje):
  - Pilovitý šev - *sutura serrata*, spojované kosti mají styčné plochy osazeny zubovité výběžky, kontakt kostí je tak realizován na velké ploše – zvyšuje pevnost spoje. Patří sem: šípový šev mezi kostmi temenními – *sutura sagittalis*, šev lambdový mezi kostí týlní a temenními – *sutura lambdoidea*, věnčitý šev mezi čelní kostí a temenními kostmi - *sutura coronalis*.
  - Šupinový šev *sutura squamosa*, okraj jedné kosti je ztenčen a překrývá okraj druhé kosti – šev mezi spánkovou a temenní kostí.
  - Plochý šev – *sutura plana*, švy mezi drobnými kostmi, kde není velké namáhání, např. spojení horních čelistí – *sutura intermaxilaris*.
  - Na novorozenecké a dětské lebce nejsou vytvořené pilovité švy, na místoních jsou vazivové pásky, rozšiřující se v lupínky – *fonticuli cranii* (fontanely).
- chrupavčité, postupně osifikující mezikostní spoje – *synchondroses cranii* (chrupavky mezi kostmi lebeční báze, místa růstu báze):
  - celý život zůstávají zachovány: *synchondrosis sphenopetrosa* a *petrooccipitalis* (představují lokální místa růstu) a
  - růstové chrupavky lebeční báze: *synchondrosis sphenoccipitalis*, *synchondrosis intersphenoidalis* a *synchondrosis intraoccipitalis*.
- čelistní kloub – *articulatio temporomandibularis* je tvořen hlavicí mandibuly – *caput mandibulae* kloubní jamkou – *fossa mandibularis* na spánkové kosti, která je doplněna výběžkem – *tuberculum articulare*. Kloubní plochy jsou potaženy chrupavkou a uvnitř kloubu se nachází *discus articularis*. Kloubní pouzdro je zpevněno vazy: *ligamentum laterale*, *mediale* a *stylomandibulare*. Pohyby dolní čelisti: elevace (zavření úst), deprese (otevření úst), protrakce (předsun čelisti), retrakce (posun čelisti dozadu) a kombinací vznikají stranové (mlecí) pohyby.



Obr. 3.15: Articulatio temporomandibularis– čelistní kloub. [2]

### 3.4 Anatomické základy traumat lebky

Z anatomického hlediska jsou lebeční kosti polymorfní a individuálně velmi variabilní složkou skeletu. Odolnost lebky je závislá na řadě drobných anatomických detailů, lokalizaci a na velikosti a směru působící síly způsobující dané trauma. Nejvýznamnější jsou: rozdílná tloušťka jednotlivých kostí, stupeň osifikace lebečních švů, stupeň pneumatizace kostí, úprava kostní trámčiny (diploe – v místech, kde lebeční kost přesahuje tloušťku 4mm). [9]

Členění lebky z hlediska vývojového, anatomického i funkčního má dvě části: obličejový a mozkový skelet (dále rozlišujeme bázi a klenbu) můžeme uplatnit z biomechanického hlediska, ale z pohledu pevnostního je vhodnější zavést jinou hranici.

- Anatomická hranice klenby a báze vede od protuberantia occipitalis externa k bázi processus mastoideus, dále k hornímu okraji vnějšího zvukovodu a horní části očnice.
- Hranice pevnosti lebeční báze odděluje očníkové partie čelní kosti – strop očnice není součástí báze, pokračuje k bázi proc. Clinoidei posteriores a odtud dolů k foramen magnum. Patří sem: šupina čelní, spánkové a týlní kosti a kosti temenní.

Z traumatologického hlediska rozlišujeme tři skupiny lebečních kostí – kostra lebeční klenby, lebeční spodiny a obličejová kostra.



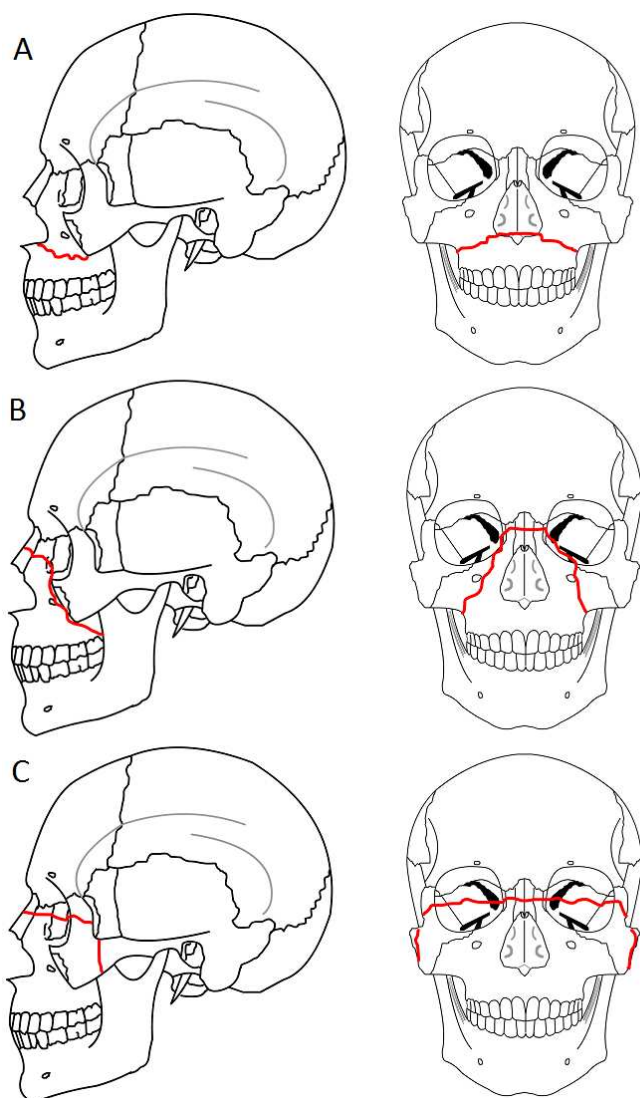
Kostra lebeční klenby charakterizovaná trojvrstvou strukturou a zachování spojení jednotlivých kostí pomocí švů do poměrně vysokého věku – to pomáhá zvýšit její odolnost a pružnost. O absolutní síle kostí rozhoduje přítomnost diploe. Nejslabším místem je klenba spánkové kosti. Na kostře lebeční klenby lomné linie mohou probíhat téměř kdekoli.

Kostra lebeční spodiny je tvořena pevnými a méně pružnými kostmi. Báze je zpevněna několika zpevňovacími pásy (*střední podélný pás* – od stella turcica k foramen magnum a končí na protub. occipitalis interna, *přední příčný pás* – spojuje velká křídla klínové kosti, *zadní příčný pás* - jde přes obě skalní kosti) a zároveň zeslabená mnoha nerovnostmi, otvory a přítomností chrupavky. Většina zlomenin v této oblasti patří mezi tzv. nepřímé zlomeniny – náraz vyvolá zlomeninu na zeslabeném místě lebeční spodiny. Lomné linie mají tři typické směry: první jde přes očníkovou část čelní kosti k optickému kanálu dále k foramen rotundum, ovale přes tegmen tympanii, druhá jde od foramen rotundum přes stella turcica k foramen lacerum a spinosum, a třetí začíná v canalis hypoglossalis a přes foramen jugulare, porus acusticus internus a foramen spinosum jde k squama temporalis. Z jejich průběhu můžeme uvažovat i poškození nervů a cév procházející danými otvory a kanály.

Obličejová kostra je za běžných podmínek značně zatěžovaná tahem, tlakem i ohybem (dolní čelist), ale vůči vnějšímu zatížení málo odolné. Kompakta těchto kostí je velmi tenká a spongiózní části velmi redukováné – jsou v nich pneumatizované dutiny. Maxila je tvořena převážně tenkými lamelami kompakty a má zesilující pilíře: první začíná u špičáku, zesiluje frontale maxillae a vnitřní okraj očnice, druhý pilíř jde od první stoličky k proc. zygomaticus a končí na zevním okraji očnice, a třetí pilíř začíná mezi druhou a třetí stoličkou, pokračuje do šupiny spánkové kosti a těla klínové kosti. Zlomeniny horní čelisti můžeme třídit podle LeForta (1901): *zlomenina LeFort I* (odlomení celé patrové desky), *zlomenina LeFort II* (odlomení téměř celého obličejového skeletu – bez lícní kosti) a *zlomenina LeFort III* (dolomení celého obličejového skeletu báze). Mandibula má dva zesilující pilíře – od proc. condylaris a probíhají celým tělem dolní čelisti až do bradové krajiny, dalším zesílením je stěna canalis mandibulae. Jinak je velmi pevnou a silně exponovanou kostí. Nejčastější zlomeniny jsou v místech: střední část bradové krajiny,

v místě špičáku (dlouhý kořenový kanál), angulus mandibulae (nejslabší kompakta) a v colum mandibulae.

Typy zlomenin lebeční klenby: *pulkina (fissura)*– lineární typ zlomeniny, probíhající většinou po charakteristických lomných liniích, vznikají především tupým nárazem působícím na větší plochu), *tříštivá fraktura* (víceúlomkový typ zlomeniny, často spojen s poraněním mozku) a *vpáčená fraktura* (víceúlomková ohraničená zlomenina, vzniklá působením síly na menší ploše, jednotlivé úlomky se mohou posouvat či vtlačit do nitrolebečního prostoru – dochází ke stlačování tvrdé pleny a mozku) [12]. Jednou z metod řešení fixace zlomenin či kranioimplantátů je pomocí minidlah a minišroubů.



Obr. 3.16: Třídění zlomenin maxily podle LeFort, A – LeFort I, B – LeFort II, C – LeFort III. [11]

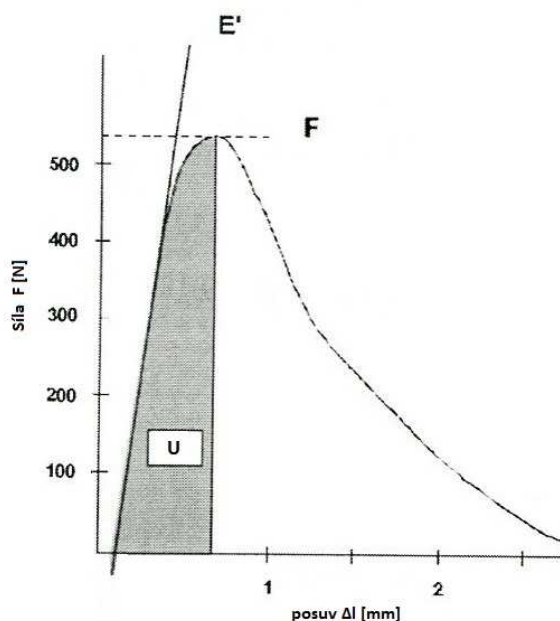
## Kapitola 4

### Zkoušky stabilizačního účinku minišroubů

#### 4.1 Úvod

V této kapitole bude navržena metodika zkoušení stabilizačního účinku minišroubů, které se používají pro uchycení minidlah následně provedené testování minišroubů, od firmy Beznoska s.r.o. (Obr. 4.3) z titanové slitiny Ti 6Al-4V (ISO 5832-3), v testovacím tělese z materiálů: PEEK, Polyethylen a PALACOS<sup>®</sup> (kostní cement, firmy Heraeus, příloha B).

Metoda zkoušek stabilizačního účinku minišroubů vychází z tahové zkoušky respektující zásady testování mechanických vlastností fixace ortopedických implantátů „implant pushout and pullout tests“ [14]. Tyto testy jsou hojně využívány pro poměrně jednoduchý postup, který vyžaduje jednoduchý přípravek a jednoosý testovací stroj, jenž zaznamenává během testu tahovou sílu (z čidla - LoadCell) a změnu pozice – posunutí. Výsledky těchto testů pak můžeme porovnávat, pokud je dodržen předepsaný postup a výsledky jsou získané za srovnatelných podmínek, uspořádání a geometrie vzorků.



**Obr. 4.1:** Typická křivka síla-posuv pro tahovou zkoušku.  $F$ -maximální aplikovaná síla během testu,  $E'$ -smluvní modul pružnosti (oblast lineární závislosti síly a deformace),  $U$  – absorbovaná energie[14]

Typickým tvarem vzorku je válec s rozměry: průměr 2 - 5 mm a délka 3 - 7 mm, který je uchycen do přípravku v testovacím stroji. Aplikované zatížení je snímáno tlakovým čidlem – LoadCell. Během testu se zaznamenává síla a posunutí. Výsledkem je křivka (Obr. 4.1), která má typický tvar: síla -zatížení ( $F[N]$ ) na svislé ose a posuv ( $\Delta l [mm]$ ) na vodorovné ose. Test probíhá do doby, kdy dojde ke „skokové“ změně v posuvu nebo k zhroucení rozhraní povrchů v testovaném vzorku. Nejběžněji počítaným bodem je koncový bod = bod, kde je maximální napětí:

$$\sigma_u = F_{max}/A \quad (4.1)$$

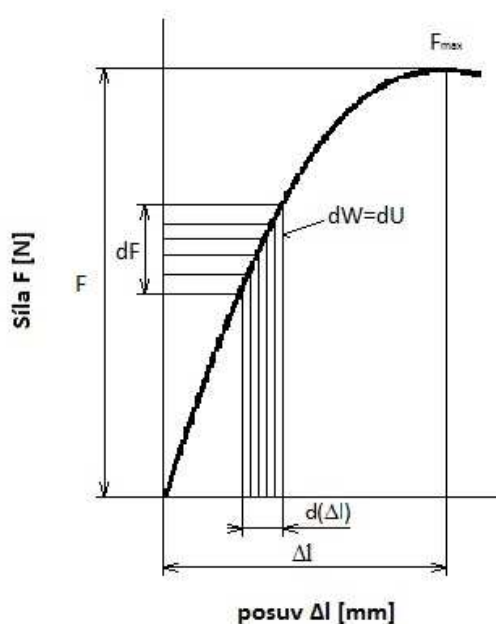
kde

$$A = \pi DL \quad (4.2)$$

**D** – je průměr vzorku a **L** – jeho délka. Výsledky jsou platné pro oblast maximálních napětí. Zjednodušené měření pro srovnání dvou vzorků se stejnou geometrií, stejných testovacích podmínek je možné použít  $F_{max}$ . Energie akumulovaná ve vzorku ( $U [kJ]$ ) během tahové zkoušky se může určit z plochy pod  $F$ - $\Delta l$  křivkou. Na Obr. 4.2 [15] svisle šrafovaná plocha je rovna deformační energii. V mechanice, můžeme pro elastický materiál definovat energii jako schopnost konat práci a tedy:

$$W = \int F \cdot d(\Delta l) \quad (4.3)$$

$$W = U \quad (4.4)$$

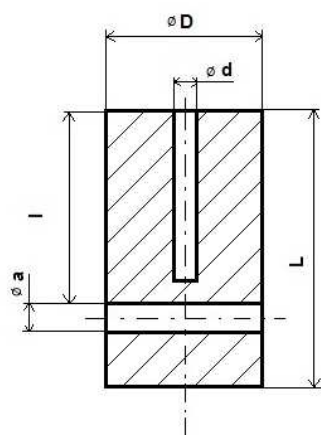


Obr. 4.2: Deformační energie

Rychlost posuvu může ovlivnit výsledky s ohledem na testovaný materiál. Podle některých autorů je možné zatěžovat rychlostí nárůstu posuvu 0,6 až 600 mm/min, vždy je nutné zohlednit testovaný systém.

## 4.2 Metodika tahové zkoušky

Stabilizační účinek minišroubů k uchycení minidlahbude testován tahovou zkouškou vytržením, tj. do zhroucení spojení vzorek-minišroub. Vzorky z materiálů: Polyethylen, PEEK a z kostní cement PALACOS® budou válcového tvaru – Obr. 4.3. Minišrouby

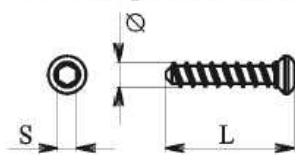


Obr. 4.3: Vzorek

z titanu od firmy Beznoska s.r.o. – Obr. 4.4 část katalogového listu.

### Minišroub Miniscrew

Materiál: Titanová slitina (ISO 5832-3)  
Material: Wrought titanium 6Al-4V alloy (ISO 5832 - 3)



průměr (mm) diameter (mm)	S (mm) S (mm)	L (mm) L (mm)	Objednací číslo Ordering number
2	1,5	6	520100
2	1,5	8	520200
2	1,5	10	520300
2	1,5	12	520400
2	1,5	14	520500
2	1,5	16	520600
2	1,5	18	520700
2	1,5	20	520800

Obr. 4.4: Katalogový list – [www.Beznoska.cz](http://www.Beznoska.cz)

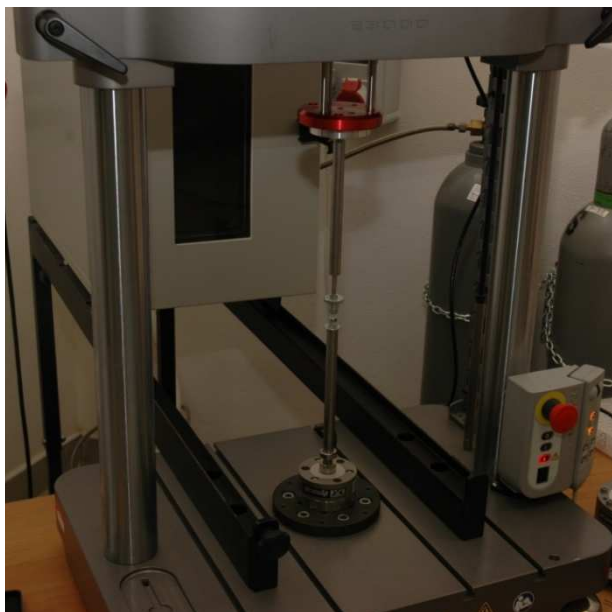
Vlastní tahová zkouška vytržením spojení vzorek-minišroub proběhne na zatěžovacím zařízení (v laboratoři FS TU v Liberci, Katedry mechaniky, pružnosti a pevnosti): Instron E3000 pro statické a kvazistatické zkoušky tahem, ohybem a tlakem do výše 10 kN. Čidla snímající sílu – LoadCell s měřicím rozsahem  $\pm 1$  kN (pro vzorky z materiálu: Polyethylen a PALACOS<sup>®</sup>) a  $\pm 5$  kN (pro vzorky z PEEKu) Obr. 4.6. Na vodící tyči, připojené k LoadCellu, bude v přípravku (Obr. 4.5) umístěn a zajištěn vzorek. Do horní části vzorku se zašroubuje minišroub, který se předem umístí do druhé části přípravku, zajišťující jeho pozici a uchycení k testovacímu stroji (Obr. 4.7).



**Obr. 4.5:** Přípravek s umístěným testovacím vzorkem (Polyethylen) a minišroubem



**Obr. 4.6:** LoadCell(použitý při testování vzorků z materiálu PEEK).



**Obr. 4.7: Tahová zkouška vytržením** - umístění přípravku, vzorku a čidla během zkoušky

Před vlastním testováním je třeba připravit a změřit jednotlivé vzorky. Vzorky zpracované podle Obr. 4.3 a jejich jednotlivé rozměry budou uvedeny v tabulce u příslušné zkoušky. Měření se provede pomocí digitální posuvky, dostupné v laboratoři.

Během testu se zaznamenává síla a posunutí, ze kterých vynesení do grafu – sílu ( $F$  [N]) na svislou osu a na vodorovnou osu posunutí ( $\Delta l$  [mm]) získáme křivku. Sledovanou hodnotou je  $F_{\max}$ , k porovnání výsledků se určuje energie akumulovaná ve vzorku během tahové zkoušky – z plochy pod  $F$ - $\Delta l$  křivkou. Rovnice křivky je získána pomocí spojnice trendu v daném grafu závislosti síly  $F$  na posuvu  $\Delta l$ . Energie  $U$  [kJ]:

$$U = \int F \cdot d(\Delta l) \quad (4.5)$$

### 4.3 Experimenty – tahová zkouška vytržením

Pro testy se použili titanové minišrouby v délce 6 mm - označení 2L6-TI (Obr. 4.4).

#### 4.3.1 Polyethylen

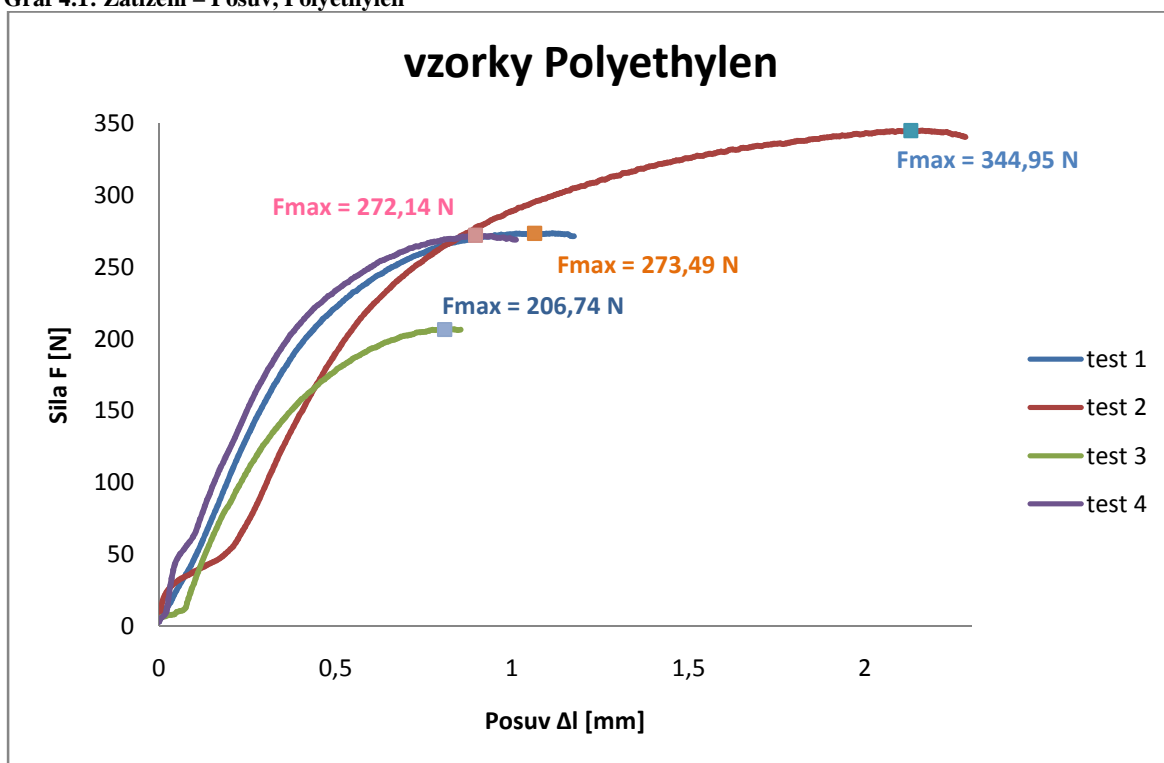
Podmínky pro testování: čidlo pro snímání síly – LoadCell s rozsahem  $\pm 1$  kN a rychlost zatěžování 5 mm/min. K testování byly čtyři vzorky z polyethylenu (Obr. 4.3, a Obr. 4.5), rozměry vzorků uvádí tabulka: Tab. 4.1. Průběhy zatěžování s vyznačenými maximálními hodnotami zatížení jsou zaneseny v grafu: Graf 4.1: *Zatížení - posuv*. Maximální hodnoty

zatížení a jim odpovídající hodnoty posuvů uvádí další tabulka: Tab. 4.2: *Maximální hodnoty zkoušek*. Při nejvyšší hodnotě zatížení došlo k vytržení minišroubu ze vzorku při každé zkoušce.

**Tab. 4.1: Vzorky - Polyethylen**

	Vzorek č.1	Vzorek č.2	Vzorek č.3	Vzorek č.4
Ø D	5,92 mm	5,90 mm	5,99 mm	5,95 mm
Ø d	1,54 mm	1,54 mm	1,54 mm	1,48 mm
Ø a	1,96 mm	1,69 mm	1,75 mm	1,92 mm
L	8,82 mm	9,34 mm	9,90 mm	8,69 mm
l	4,96 mm	5,58 mm	6,34 mm	5,12 mm

**Graf 4.1: Zatížení – Posuv, Polyethylen**



**Tab. 4.2: Maximální hodnoty zkoušek, Polyethylen**

	Vzorek č.1	Vzorek č.2	Vzorek č.3	Vzorek č.4
$F_{\max}[\text{N}]$	273,49	344,95	206,74	272,14
$\Delta l [\text{mm}]$	1,06	2,13	0,81	0,89



Deformační energie se určí pomocí získaných zátěžových křivek  $F-\Delta l$ , z každého grafu jednu rovnici křivky:

$$y = F(\Delta l) \quad (4.6)$$

pak energie:

$$U = \int y \cdot d(\Delta l) \quad (4.7)$$

V tabulce Tab. 4.3 jsou uvedeny rovnice křivek získaných z jednotlivých testů, jejich dosazením do rovnice (4.7) a dosazením uvedených integračních mezí (0 až  $\Delta l$  – Tab. 4.2) získáme deformační energii, vypočtené hodnoty pro jednotlivé zkoušky jsou uvedeny v tabulce: Tab. 4.4.

**Tab. 4.3: Rovnice křivek** získaných tahovou zkouškou

Rovnice pro:	$y = F(\Delta l)$
Vzorek č.1	$y = -1248,3 \cdot \Delta l^5 + 3681,1 \cdot \Delta l^4 - 3756,4 \cdot \Delta l^3 + 1187,7 \cdot \Delta l^2 + 409,96 \cdot \Delta l$
Vzorek č.2	$y = 81,799 \cdot \Delta l^6 - 612,9 \cdot \Delta l^5 + 1765,5 \cdot \Delta l^4 - 2373,7 \cdot \Delta l^3 + 1301,1 \cdot \Delta l^2 + 129,2 \cdot \Delta l$
Vzorek č.3	$y = 13977 \cdot \Delta l^6 - 39262 \cdot \Delta l^5 + 42994 \cdot \Delta l^4 - 22806 \cdot \Delta l^3 + 5477,7 \cdot \Delta l^2 - 39,603 \cdot \Delta l$
Vzorek č.4	$y = -242,23 \cdot \Delta l^5 + 809,64 \cdot \Delta l^4 - 664,96 \cdot \Delta l^3 - 347,17 \cdot \Delta l^2 + 722,96 \cdot \Delta l$

Pro vzorek č. 1 dosazením  $y$  (z Tab. 4.3) a mezí do rovnice (4.7) získáme:

$$U = \int_0^{1,06} (-1248,3 \cdot \Delta l^5 + 3681,1 \cdot \Delta l^4 - 3756,4 \cdot \Delta l^3 + 1187,7 \cdot \Delta l^2 + 409,96 \cdot \Delta l) \cdot d(\Delta l) \quad (4.8)$$

$$U = \left[ -1248,3 \cdot \frac{\Delta l^6}{6} + 3681,1 \cdot \frac{\Delta l^5}{5} - 3756,4 \cdot \frac{\Delta l^4}{4} - 1187,7 \cdot \frac{\Delta l^3}{3} + 409,96 \cdot \frac{\Delta l^2}{2} \right]_0^{1,06} \quad (4.9)$$

$$U = 207,1156 \text{ kJ} \quad (4.10)$$

Stejným postupem jsou dopočítané hodnoty akumulované energie i pro ostatní vzorky, které se otestovaly.

**Tab. 4.4: Energie** – pro jednotlivé testy

	Vzorek č.1	Vzorek č.2	Vzorek č.3	Vzorek č.4
U[kJ]	207,12	543,67	109,65	172,13

### 4.3.2 PEEK

Při testování vzorků z PEEKu bylo zvoleno: čidlo pro snímání síly – LoadCell s rozsahem  $\pm 5$  kN a rychlost zatěžování 5mm/min. K testování byly čtyři vzorky, jejichž rozměry uvádí tabulka: Tab. 4.5. Zatěžování vzorku č.5 bylo poznamenáno chybným nastavením rychlosti zatěžování místo 5mm/min na 12mm/s – došlo k vytržení minišroubu za jiných podmínek, tudíž tento výsledek nemůžeme zahrnout do porovnání s ostatními daty získanými při testování. Průběhy zatěžování s vyznačenými maximálními hodnotami zatížení jsou zaneseny v grafu: Graf 4.2: *Zatížení - posuv*. Maximální hodnoty zatížení a jim odpovídající hodnoty posuvů uvádí další tabulka: Tab 4.6: *Maximální hodnoty zkoušek*. Při nejvyšší hodnotě zatížení došlo k vytržení minišroubu ze vzorku při každé zkoušce – Obr. 4.8.

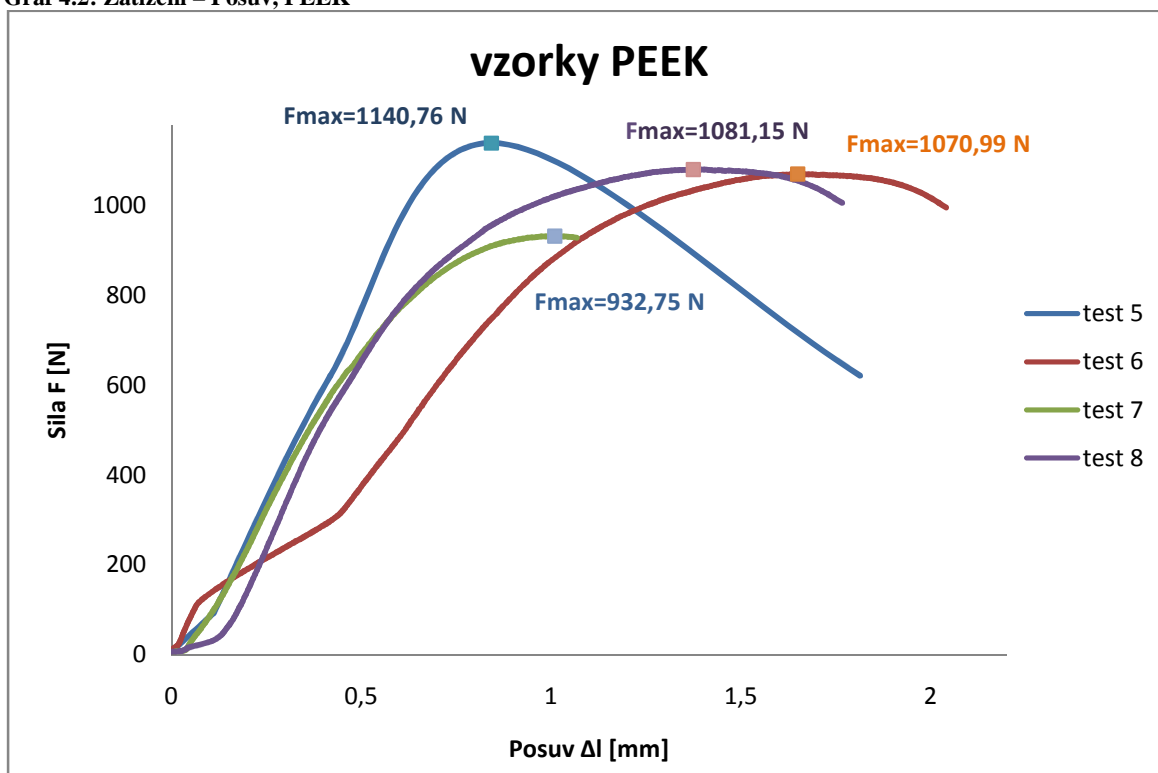
Tab. 4.5: Vzorky - PEEK

	Vzorek č.5	Vzorek č.6	Vzorek č.7	Vzorek č.8
Ø D	6,00 mm	6,01 mm	5,99 mm	6,00 mm
Ø d	1,85 mm	1,39 mm	1,74 mm	1,40 mm
Ø a	1,96 mm	1,88 mm	1,83 mm	1,82 mm
L	8,30 mm	8,10 mm	7,53 mm	8,11 mm
l	4,27 mm	3,91 mm	3,12 mm	4,05 mm



Obr. 4.8: Vzorky PEEK a minišrouby po zkoušce

Graf 4.2: Zatížení – Posuv, PEEK



Tab. 4.6: Maximální hodnoty zkoušek, PEEK

	Vzorek č.5	Vzorek č.6	Vzorek č.7	Vzorek č.8
$F_{max}[N]$	1140,76	1070,99	932,75	1081,15
$\Delta l$ [mm]	0,84	1,65	1,01	1,44

V Tab. 4.7 jsou uvedeny rovnice křivek získaných z testů vzorků č.5 až č.8, jejich dosazením do rovnice (4.7) a dosazením uvedených integračních mezí (0 až  $\Delta l$  – Tab. 4.6) získáme deformační energii, vypočtené hodnoty pro jednotlivé zkoušky jsou uvedeny v tabulce: Tab. 4.7.

Tab. 4.7: Rovnice křivek získaných tahovou zkouškou

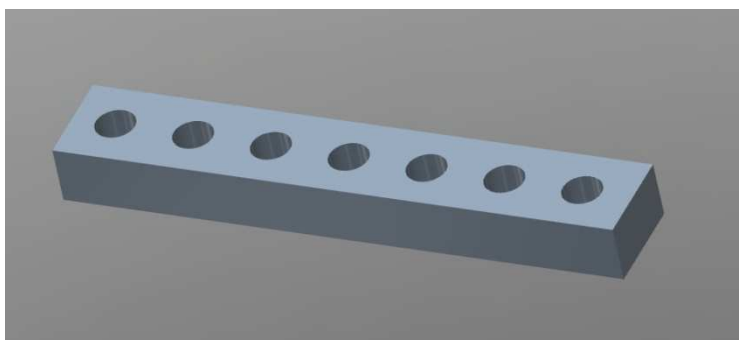
Rovnice pro:	$y = F(\Delta l)$
Vzorek č.5	$y = -3052,6 \cdot \Delta l^3 + 3456,1 \cdot \Delta l^2 + 615,83 \cdot \Delta l$
Vzorek č.6	$y = -1983,9 \cdot \Delta l^6 + 10837 \cdot \Delta l^5 - 22358 \cdot \Delta l^4 + 21057 \cdot \Delta l^3 - 8676,4 \cdot \Delta l^2 + 2006,7 \cdot \Delta l$
Vzorek č.7	$y = 6312,8 \cdot \Delta l^6 - 23355 \cdot \Delta l^5 + 34710 \cdot \Delta l^4 - 26333 \cdot \Delta l^3 + 9488,4 \cdot \Delta l^2 + 108,31 \cdot \Delta l$
Vzorek č.8	$y = 2137,2 \cdot \Delta l^6 - 11581 \cdot \Delta l^5 + 24780 \cdot \Delta l^4 - 25986 \cdot \Delta l^3 + 12587 \cdot \Delta l^2 - 919,15 \cdot \Delta l$

**Tab. 4.8: Energie – pro jednotlivé testy**

	Vzorek č.5	Vzorek č.6	Vzorek č.7	Vzorek č.8
U[kJ]	523,18	1081,67	594,13	1039,31

#### 4.3.3 PALACOS<sup>®</sup> - válečky

Před vlastním testováním vzorků z kostního cementu PALACOS<sup>®</sup> se musela vyrobit forma k jejich odlití (Obr. 4.9). Forma se tiskla na 3D tiskárně Zcorp310 dostupné ve školní laboratoři. Část balení kostního cementu se připravila k odlití vzorků do připravené formy.



**Obr. 4.9: Forma pro odlití vzorků z kostního cementu – návrh**

Po zatvrdnutí kostního cementu se vzorky velice obtížně z formy získávaly. Bohužel na některých bylo patrné, že odlití neproběhlo podle předpokladů a ve vzorcích byly defekty – Obr. 4.10.



**Obr. 4.10: Vzorek (defekt a připravený otvor k zajištění vzorku v přípravku) PALACOS<sup>®</sup>**

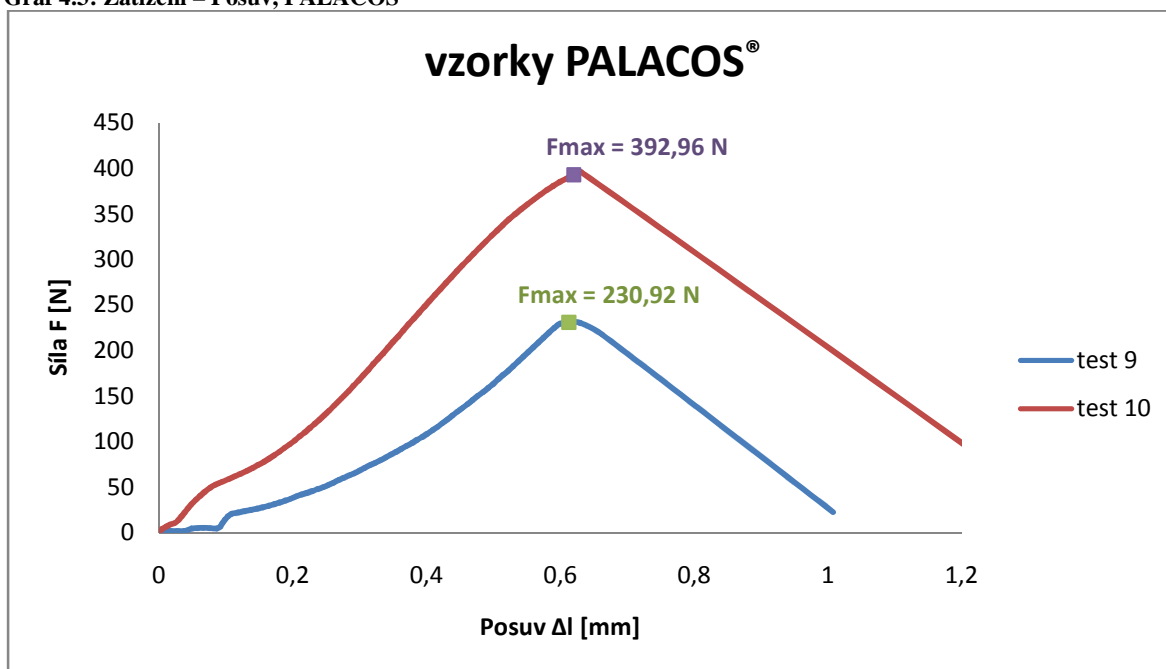
Podmínky pro testování: čidlo pro snímání síly – LoadCell s rozsahem  $\pm 1\text{kN}$  a rychlost zatěžování 5mm/min. K testování byly pouze dva vzorky z kostního cementu PALACOS<sup>®</sup> (Obr. 4.10), jejich rozměry uvádí tabulka: Tab. 4.9. Průběhy zatěžování s vyznačenými

maximálními hodnotami zatížení jsou zaneseny v grafu: Graf 4.3: *Zatížení - posuv*. Maximální hodnoty zatížení a jim odpovídající hodnoty posuvů uvádí další tabulka: Tab. 4.10: *Maximální hodnoty zkoušek*. Při nejvyšší hodnotě zatížení došlo k vytržení zajišťovacího kolíku vzorku ve spodní části přípravku.

**Tab. 4.9: Vzorky - PALACOS®**

	Vzorek č.9	Vzorek č.10
Ø D	5,70 mm	5,92 mm
Ø d	1,79 mm	1,82 mm
Ø a	1,86 mm	1,85 mm
L	9,30 mm	9,42 mm
l	6,13 mm	5,91 mm

**Graf 4.3: Zatížení – Posuv, PALACOS®**



**Tab. 4.10: Maximální hodnoty zkoušek, PALACOS®**

	Vzorek č.9	Vzorek č.10
$F_{max}[\text{N}]$	230,92	395,58
$\Delta l$ [mm]	0,61	0,62

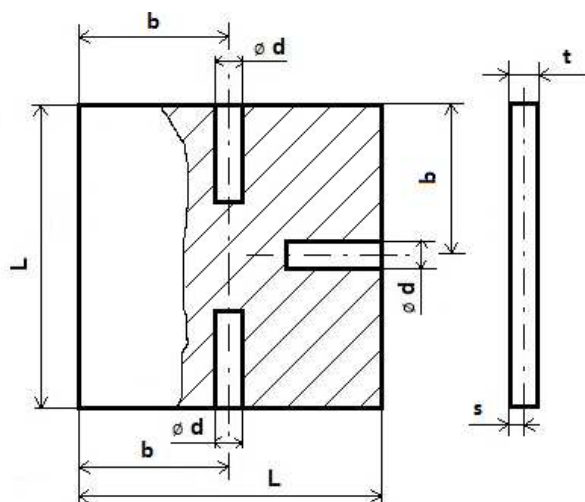
**Tab. 4.11: Rovnice křivek** získaných tahovou zkouškou

Rovnice pro:	$y = F(\Delta l)$
Vzorek č.9	$y = -40442 \cdot \Delta l^6 + 55279 \cdot \Delta l^5 - 23529 \cdot \Delta l^4 + 2462,2 \cdot \Delta l^3 + 864,18 \cdot \Delta l^2 + 31,887 \cdot \Delta l + 0,8344$
Vzorek č.10	$y = -1983,9 \cdot \Delta l^6 + 10837 \cdot \Delta l^5 - 22358 \cdot \Delta l^4 + 21057 \cdot \Delta l^3 - 8676,4 \cdot \Delta l^2 + 2006,7 \cdot \Delta l$

**Tab. 4.12: Energie – pro jednotlivé testy**

	Vzorek č.9	Vzorek č.10
U[kJ]	52,63	117,48

Na základě zkušenosti z předchozí zkoušky vzorků z kostního cementu se připravil další test, tentokrát testovaným vzorkem je destička (Obr. 4.10). Forma pro odlití byla zhotovena z pryže Obr. 4.11.



**Obr. 4.11 Vzorek – destička, PALACOS®**



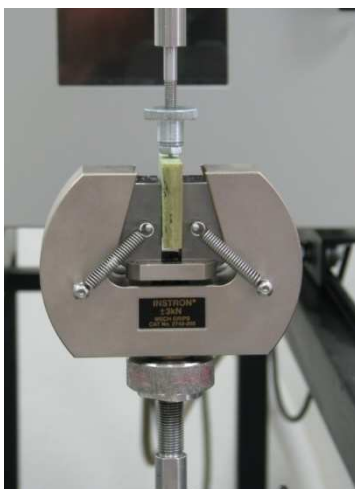
**Obr. 4.12: Pryžová forma pro odlití destičky z kostního cementu**

Podmínky pro testování: čidlo pro snímání síly – LoadCell s rozsahem  $\pm 1\text{kN}$  a rychlost zatěžování  $5\text{mm/min}$ . K testování byla použita destička s rozměry uvedené v Tab. 4.12.

**Tab. 4.13: Destička, její rozměry - PALACOS®**

	destička
L	38 mm
b	19 mm
Ø d	1,8 mm
t	8 mm
s	4 mm

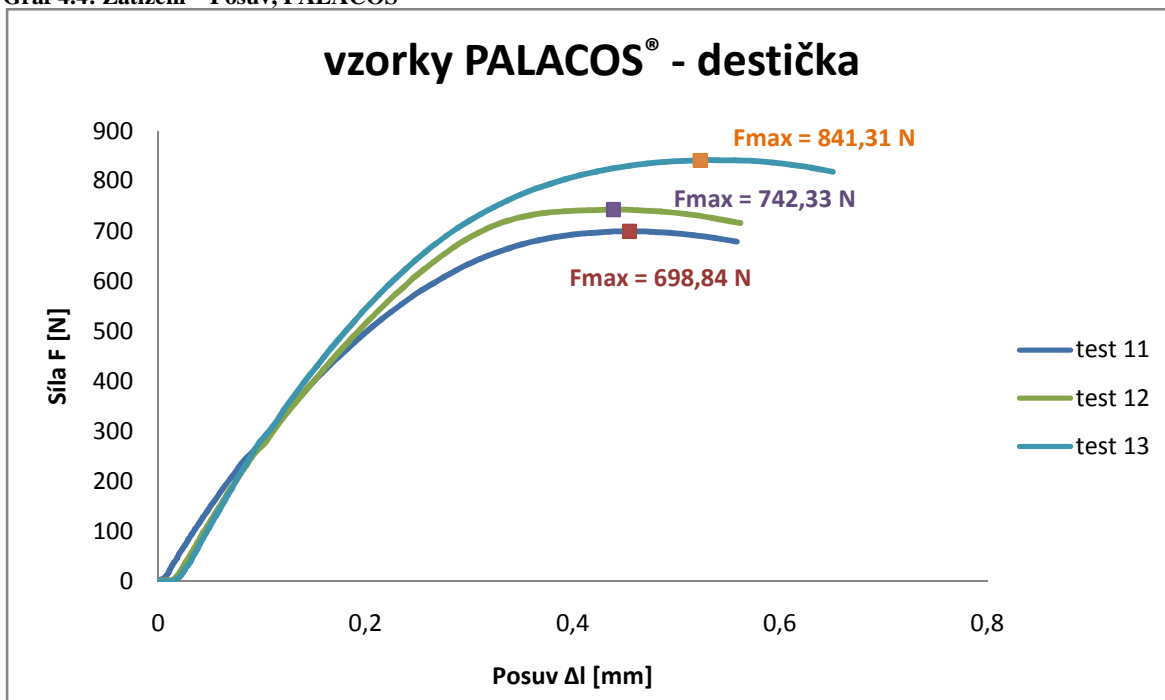
K uchycení destičky se použil přípravek – Obr. 4.13. Uspořádání horní části tj. umístění minišroubu v přípravku zůstalo stejné jako v předchozích testech.



**Obr. 4.13: Uchycení testovaného vzorku - destičky**

Průběhy zatěžování s vyznačenými maximálními hodnotami zatížení jsou zaneseny v grafu: Graf 4.4: *Zatížení - posuv*. Maximální hodnoty zatížení a jim odpovídající hodnoty posuvů uvádí další tabulka: Tab. 4.14: *Maximální hodnoty zkoušek*. Při nejvyšší hodnotě zatížení došlo k vytržení minišroubu ze vzorku při všech třech testech.

Graf 4.4: Zatížení – Posuv, PALACOS®



Tab. 4.14: Maximální hodnoty zkoušek, PALACOS® - destička

	test č.11	test č.12	test č.13
$F_{max}$ [N]	698,84	742,33	841,31
$\Delta l$ [mm]	0,45	0,44	0,52

V Tab. 4.15 jsou uvedeny rovnice křivek získaných z jednotlivých testů, jejich dosazením do rovnice (4.7) a dosazením uvedených integračních mezí (0 až  $\Delta l$  – Tab. 4.14) získáme deformační energii, pro jednotlivé zkoušky jsou hodnoty uvedeny v tabulce: Tab. 4.16.

Tab. 4.15: Rovnice křivek získaných tahovou zkouškou

Rovnice pro:	$y = F(\Delta l)$
testč.11	$y = 2613,2 \cdot \Delta l^4 - 2325 \cdot \Delta l^3 - 2942,6 \cdot \Delta l^2 + 3131,9 \cdot \Delta l$
testč.12	$y = 38464 \cdot \Delta l^4 - 40122 \cdot \Delta l^3 + 9478,5 \cdot \Delta l^2 + 2010 \cdot \Delta l$
testč.13	$y = -165017 \cdot \Delta l^5 + 243562 \cdot \Delta l^4 - 128599 \cdot \Delta l^3 + 24950 \cdot \Delta l^2 + 1239 \cdot \Delta l$



**Tab. 4.16: Energie – pro jednotlivé testy**

	testč.11	testč.12	testč.13
U[kJ]	216,55	213,76	296,98

#### 4.3.5 Experimenty shrnutí

Při realizaci experimentů jsme se snažili dodržet doporučení pro testování fixace ortopedických implantátů [14]. Pro lepší porovnání maximální síly potřebné k vytržení minišroubu ze vzorků a energie uvádí tyto hodnoty následující tabulka Tab. 4.17.

**Tab. 4.17: Srovnání hodnot  $F_{\max}$ ,  $\Delta l$  a U**

Vzorek:	č. 1	č. 2	č. 3	č. 4	č. 6	č. 7	č. 8	č. 9	č. 10
$F_{\max}$ [N]	273,49	344,95	206,74	272,14	1070,99	932,75	1081,15	230,92	395,58
$\Delta l$ [mm]	1,06	2,13	0,81	0,89	1,65	1,01	1,44	0,61	0,62
U[kJ]	207,12	543,67	109,65	172,13	1081,67	594,13	1039,31	52,63	117,48

Vzorek č.5 – PEEK a testy (č.11 až č.13) provedené na destičce z kostního cementu nejsou zde uvedeny, nebyly naměřeny za stejných podmínek (na stejném tělese).

## Kapitola 5

### MKP analýza tahové zkoušky

#### 5.1 Úvod

Cílem analýzy „pushout“ testu, systému vzorek-minišroub , metodou konečných prvků, je verifikace způsobu modelování šroubového spojení a definice materiálových modelů za účelem provádění MKP simulací fixace konkrétních implantátů a náhrad.

Cílem je porovnání MKP výsledků „pushout“ testu a dat získaných z experimentů, navíc získání náhledu na rozložení napjatosti v systému.

#### 5.2 Použitá metoda

Pro zjištění posuvu v systému vzorek-minišroub při aplikaci zatížení byla použita metoda konečných prvků. Model „pushout“ testu je tvořen pomocí geometrie fixačního minišroubu a zkušebního vzorku materiálu (polyetylen, PEEK, PALACOS®), materiálovými vlastnostmi obou částí, zatížením a uložením. Před MKP simulací je nutné geometrické modely diskretizovat vhodným typem elementů dané velikosti. Výsledkem simulací je závislost zatížení na posuvu, resp. deformační energie.

Geometrický model systému vzorek-minišroub byl na základě výkresové dokumentace vytvořen pomocí programu SOLIDEDGE (Siemens a.s, Praha). Pro vytvoření MKP modelu byl použit program firmy MSC Software, konkrétně Patran a Marc MENTANT, ve kterém byly následně provedeny simulace.

Úloha je řešena jako trojrozměrná a materiálové modely jsou považovány za lineární, elastické a izotropní.

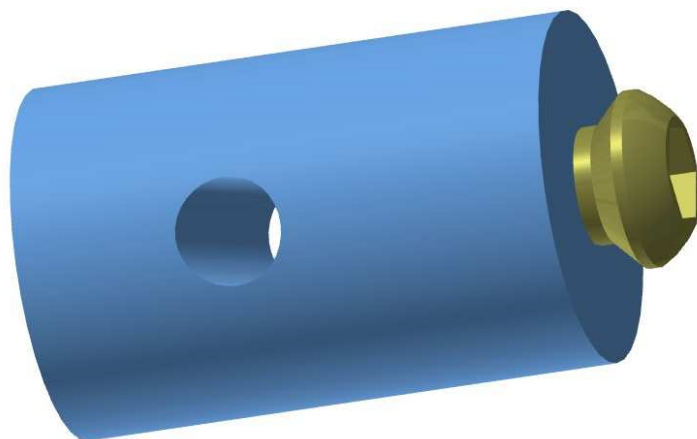
#### 5.3 Model systému vzorek-minišroub

Model se skládá ze dvou částí – vzorek, resp. kotvící materiál (PEEK, Polyetylen a PALACOS®) a fixační minišroub (titanová slitina Ti 6Al-4V). Geometrický model celého systému je na Obr. 5.1.

Rozměry modelu vzorku vychází z konkrétních rozměrů testovaných vzorků (Obr. 4.3), které byly před zkouškou přeměřeny a jsou uvedeny v Tab. 5.1. Minišroub byl modelován podle výrobního výkresu firmy Beznoska s.r.o., uveden v příloze B.

**Tab. 5.1: Rozměry vzorku použité pro vytvoření modelu**

Ø D	6,0 mm
Ø d	1,5 mm
Ø a	2,0 mm
L	10,0 mm
l	6,0 mm



**Obr. 5.1: Model systému vzorek-minišroub**

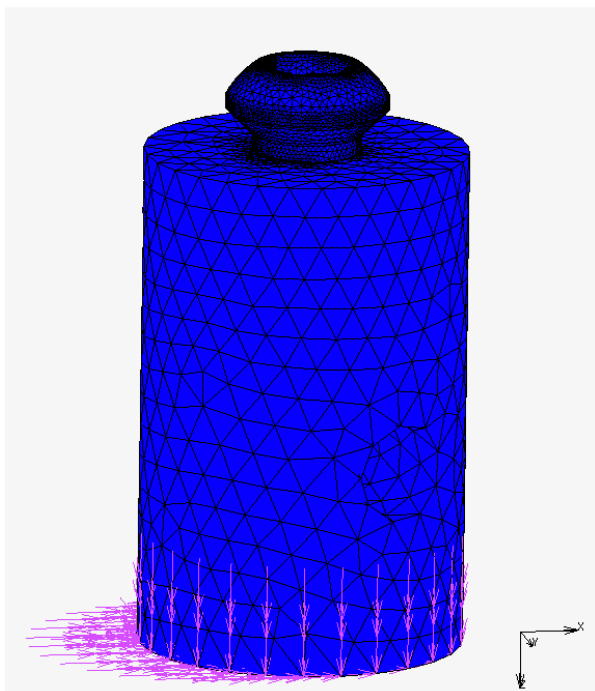
Materiálové vlastnosti částí modelu uvádí Tab. 5.2, jednotlivé hodnoty jsou převzaty z dostupné literatury [5], [5], [15] a [příloha C].

**Tab. 5.2: Materiálové vlastnosti jednotlivých částí modelu**

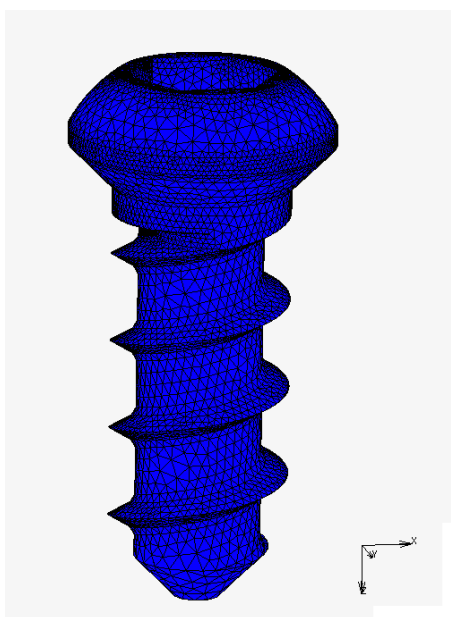
model	materiál	Youngův modul pružnosti <b>E</b> [MPa]	Poissonovo číslo $\mu$ [-]
minišroub	Ti 6Al-4V	115000	0,3
vzorek	Polyethylen	2000	0,3
vzorek	PEEK	4000	0,3
vzorek	PALACOS <sup>®</sup>	2830	0,3

### 5.3.1 Diskretizace geometrického modelu

Pro vytvoření MKP sítě byl použit program MARC Patran. Vzhledem ke složité geometrii byly použity čtyřstěnné elementy s lineární bází (typ elementu čtyřuzlový čtyřstěn, typ 134). Celkový počet elementů sítě modelu vzorku: 81881 a počet elementů sítě modelu minišroubu: 74665 (Obr. 5.2 a Obr. 5.3).



Obr. 5.2: MKP síť celého systému vzorek-minišroub



Obr. 5.3: MKP síť minišroubu

### 5.3.2 Zatížení a okrajové podmínky

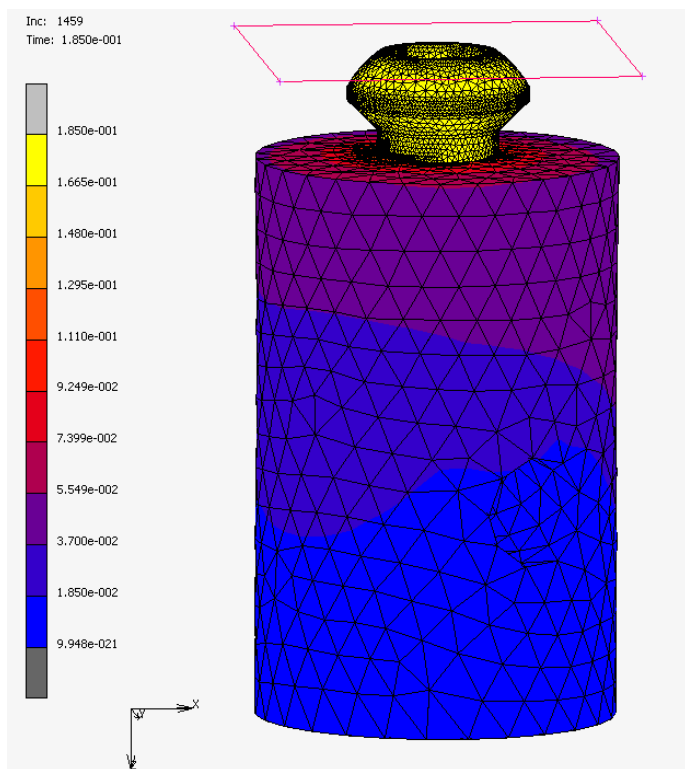
Stanovením okrajové podmínky zamezíme posuvu spodní části vzorku ve směru osy z, tj. ve směru působícího zatížení.

Kontakt je definován mezi minišroubem a vzorkem, v programu se definuje výběrem příslušných elementů MKP sítě minišroubu a vzorku.

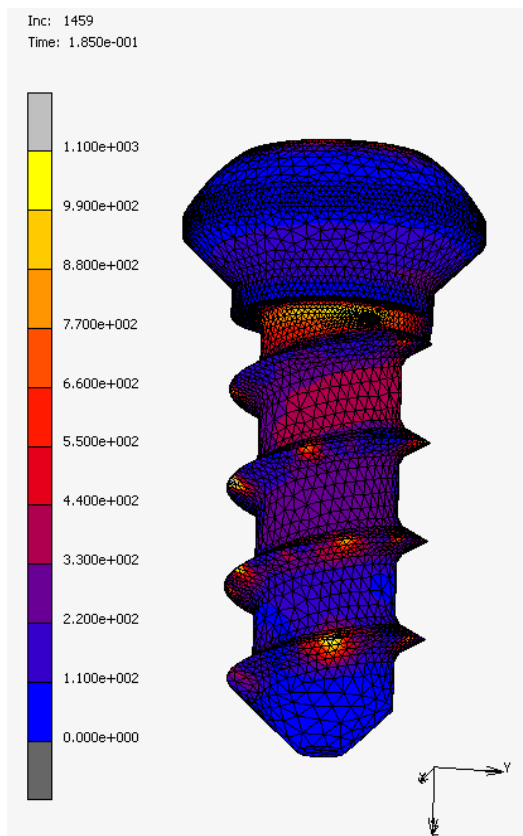
Zatížení je realizováno přes plochu, která je definovaná jako tuhá – rigid, a je umístěna na horní části hlavy minišroubu. Kontakt mezi plochou a minišroubem je typu GLUE (pevná vazba). Síla působící na této ploše vytahuje minišroub ze vzorku, změna pozice plochy ve směru působící síly (osy z) definuje posuv ( $\Delta l$ ).

### 5.4 Výsledky simulací

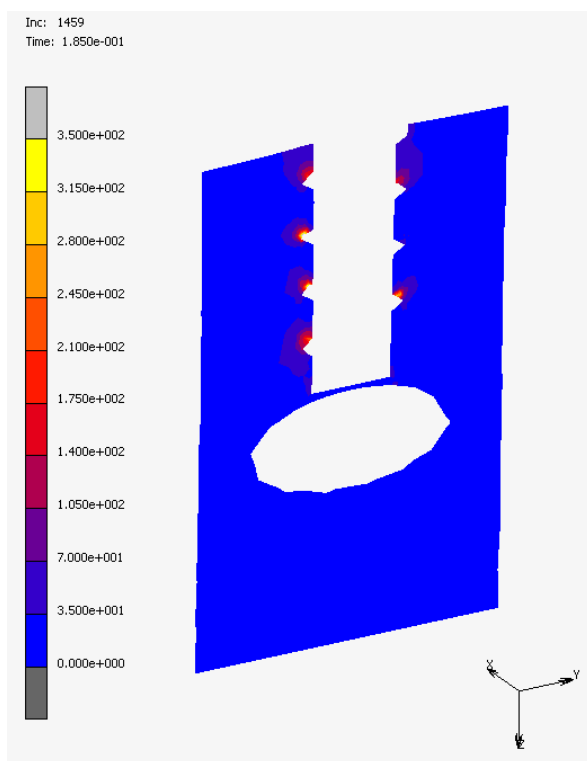
**Polyethylen:** na následujících obrázcích je zobrazeno: rozložení posuvů elementů systému vzorek-minišroub (materiál Polyethylen) Obr. 5.4, rozložení napětí na modelu minišroubu – Obr. 5.5 a ve vzorku – jeho řezu Obr 5.6.



Obr. 5.4: Rozložení posuvů v systému vzorek-minišroub(materiál Polyethylen)

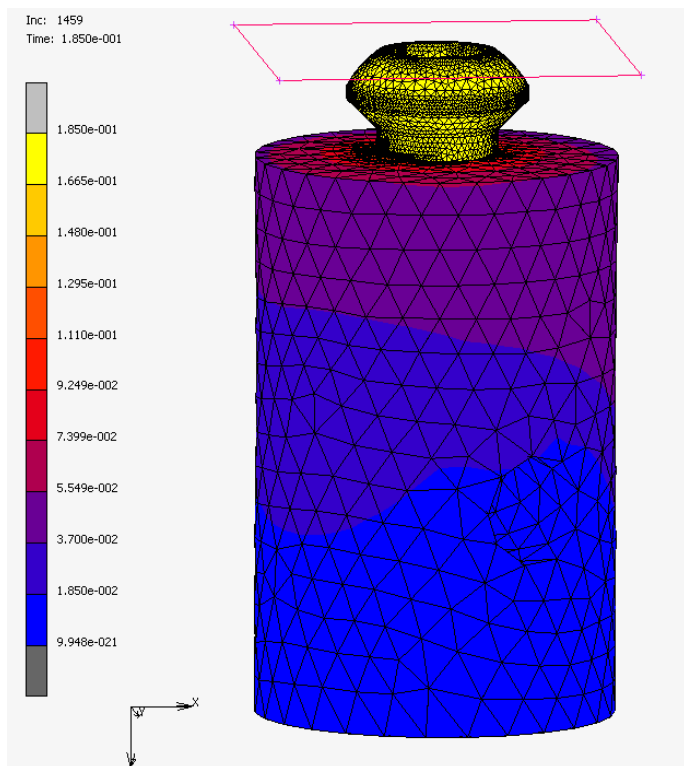


**Obr. 5.5 Rozložení napětí na minišroubu**

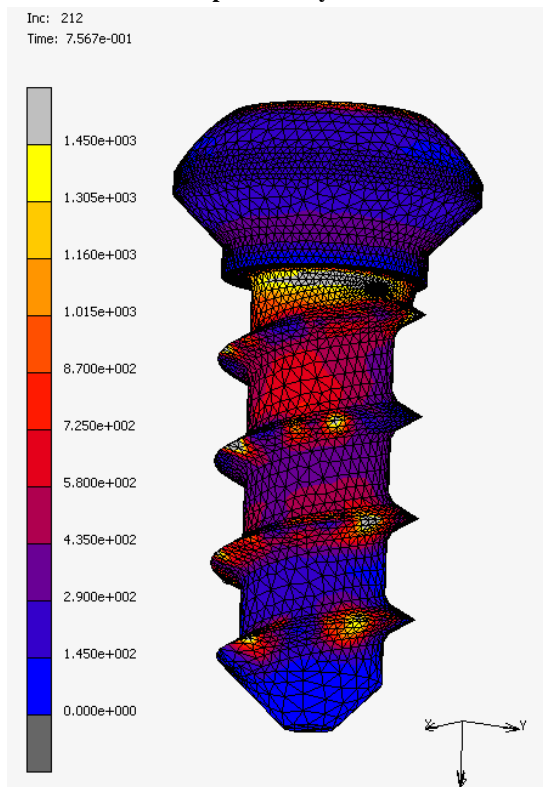


**Obr. 5.6: Rozložení napětí ve vzorku (Polyethylen) - řez**

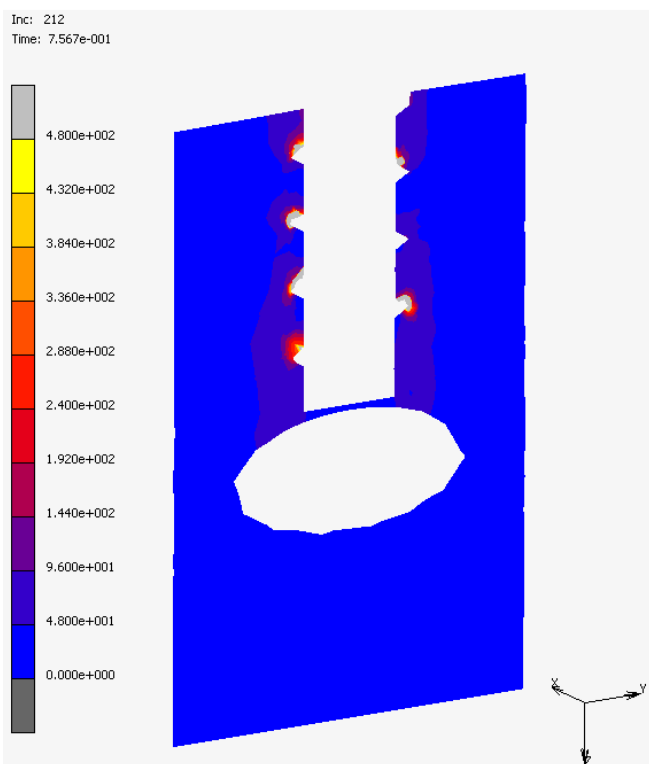
**PEEK:** na následujících obrázcích je zobrazeno: rozložení posuvů elementů systému minšroub – vzorek (materiál PEEK) Obr. 5.7, rozložení napětí na modelu minšroubu – Obr. 5.8 a ve vzorku – jeho řezu Obr 5.9.



**Obr. 5.7: Rozložení posuvů v systému vzorek-minišroub(materiál PEEK)**

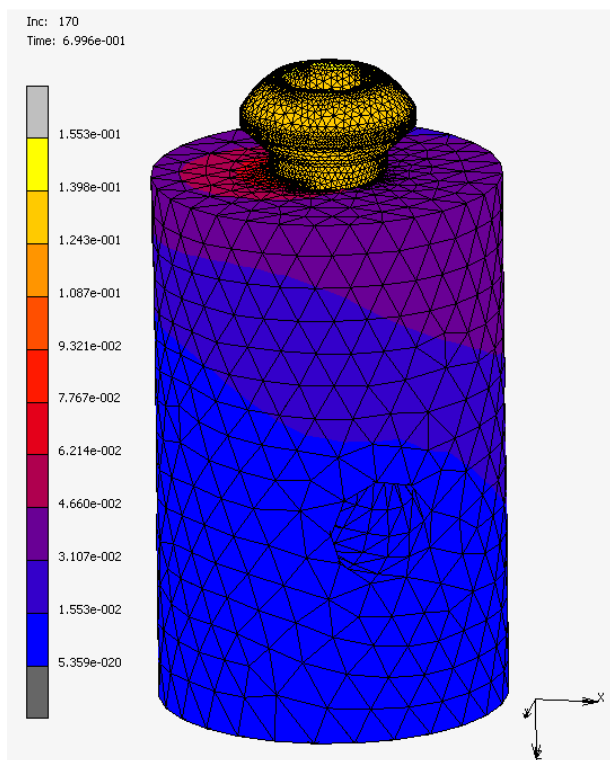


**Obr. 5.8: Rozložení napětí na minišroubu**



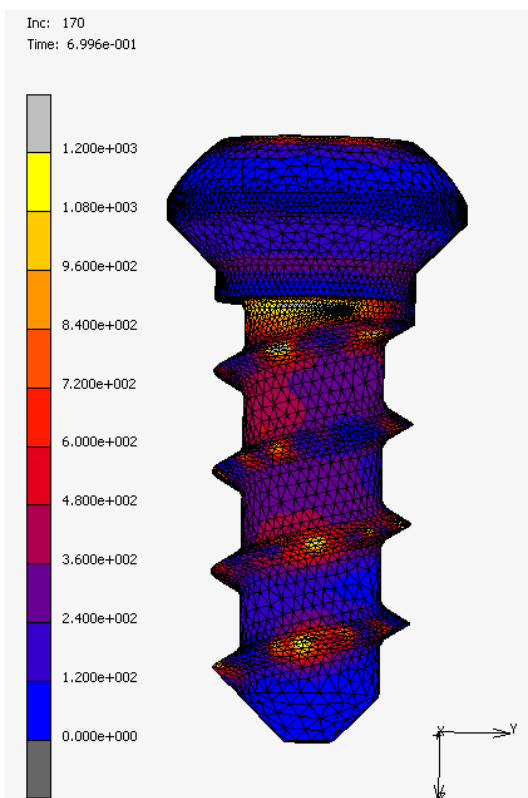
**Obr. 5.9:** Rozložení napětí ve vzorku (PEEK) - řez

**PALACOS<sup>®</sup>:** na obrázcích Obr. 5.10, Obr. 5.11 a Obr. 5.12 je zobrazeno rozložení posuvů elementů systému minšroub – vzorek (materiál PALACOS<sup>®</sup>) Obr. 5.10, rozložení napětí na modelu minšroubu (Obr. 5.11) a ve vzorku – řezu (Obr 5.9).

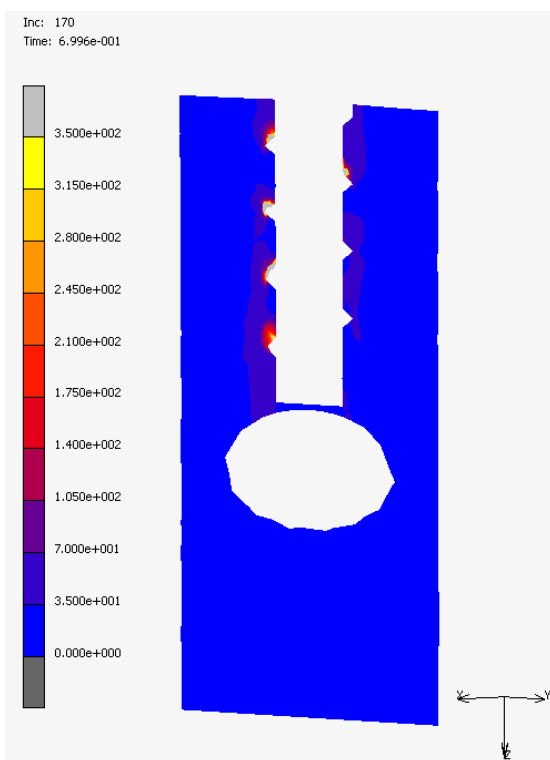


**Obr. 5.10:** Rozložení posuvů v systému vzorek-minišroub(materiál PALACOS<sup>®</sup>)





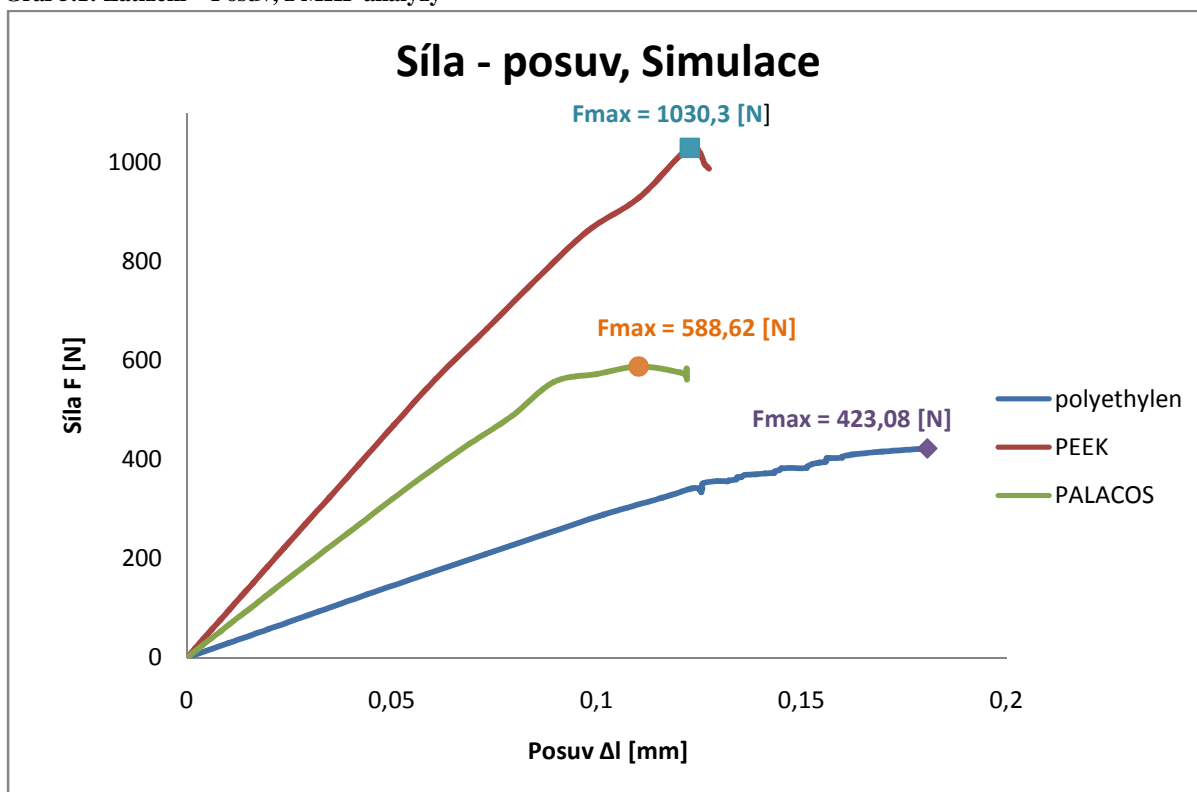
**Obr. 5.11: Rozložení napětí na minišroubu**



**Obr. 5.12: Rozložení napětí ve vzorku (PALACOS®) - řez**

Výstupem z jednotlivých simulací jsou i informace o průběhu zatěžování systému vzorek-minišroub. Průběhy zatěžování s vyznačenými maximálními hodnotami zatížení jsou zaneseny v grafu: Graf 5.1. Maximální hodnoty zatížení a jim odpovídající hodnoty posuvů uvádí tabulka: Tab. 5.3. V Tab. 5.4 jsou uvedeny rovnice křivek získaných z jednotlivých simulací, jejich dosazením do rovnice (4.7) a dosazením uvedených integračních mezí (0 až  $\Delta l$  – Tab. 5.3) získáme deformační energii, pro jednotlivé simulace jsou hodnoty uvedeny v tabulce: Tab. 5.5.

Graf 5.1: Zatížení – Posuv, z MKP analýzy



Tab. 5.3: Maximální hodnoty síly z MKP analýzy

	Polyetylen	PEEK	PALACOS®
$F_{max}$ [N]	423,08	1030,3	588,62
$\Delta l$ [mm]	0,18	0,12	0,11

Tab. 5.4: Rovnice křivek závislosti síly na posuvu získaných MKP analýzou tahové zkoušky

Rovnice pro:	$y = F(\Delta l)$
Polyetylen	$y = 11791 \cdot \Delta l^3 - 785 \cdot \Delta l^2 + 2929 \cdot \Delta l$
PEEK	$y = -17921 \Delta l^3 + 15397 \Delta l^2 + 8953 \Delta l + 2,44$
PALACOS®	$y = 59839 \Delta l^3 + 36570 \Delta l^2 + 5626 \Delta l$

**Tab. 5.5: Energie – pro jednotlivé MKP analýzy**

	Polyetylen	PEEK	PALACOS®
U[kJ]	49,40	78,32	52,68

## 5.5 Porovnání výsledků z MKP analýz a experimentů

**Polyethylen** - maximální hodnoty síly ( $F_{\max}$ ) získaných při experimentech - tahových zkouškách systému vzorek-minišroub, jsou nižší než hodnota  $F_{\max}$  získaná MKP analýzou daného systému. Rozdíl je v rozmezí od 79 do 217 N, což mohlo být částečně způsobeno nastavením materiálových vlastností pro MKP analýzu – Youngův modul pružnosti byl nastaven na hodnotu 2 GPa. V dostupné literatuře se však tato hodnota liší a bylo by vhodné udělat tahovou zkoušku Polyethylenu a zjistit skutečnou hodnotu testovaného materiálu, kterou pak použijeme pro MKP analýzu, případně využít nelineární materiálový model. Pro určení průměrné hodnoty  $F_{\max}$ , která by se mohla lépe porovnat s daty MKP analýzy, by bylo vhodnější uskutečnit více experimentů.

**PEEK** – z MKP analýzy získaná hodnota  $F_{\max}$  odpovídá hodnotám získaných při experimentech, rozdíl je v rozmezí od -51 do 97 N. Hodnoty  $F_{\max}$  získané jak z experimentů, tak i z MKP analýzy jsou nejvyšší. Z tohoto hlediska se jeví materiál PEEK jako nevhodnějším materiálem pro výrobu individuálních implantátů.

**PALACOS®** - maximální hodnota síly -  $F_{\max}$  získaná z MKP analýzy systému vzorek-minišroub je značně vyšší než maximální hodnoty síly ( $F_{\max}$ ) získaných při experimentech (test vzorků č. 9 a č. 10, kde činí rozdíl 358 a 193 N), které byly získány v momentě porušení vzorku v místě zajištění v přípravku, ne vytržením minišroubu. To mohlo být způsobeno nejen křehkostí daného materiálu, ale i nevhodnou přípravou kostního cementu – ten se připravoval a do připravené formy odlil před vlastní tahovou zkouškou, ve vzorcích byly patrné defekty (je vidět na Obr. 4.10). Pro vhodnější posouzení by bylo lepší otestovat více vzorků (v našem případě byla i nevhodně zvolena forma pro jejich odlití) a pokusit se dodržet maximálně postup při přípravě kostního cementu podle doporučení výrobce.

## Kapitola 6

### Závěr

Metodika testování systému vzorek-minišroub, při respektování testování mechanických vlastností fixace ortopedických implantátů „implant pushout and pullout tests“ [14], přinesla základní informace o chování daného systému. Ale i ukázala některé nedostatky zmíněné v předchozích odstavcích.

Z hlediska fixace implantátu pomocí minidlah a minišroubů se jeví nejlepším materiálem, pro jejich výrobu, PEEK. V současnosti je však jeho největším nedostatkem cena, která mnohonásobně převyšuje cenu Polyethylenu i kostního cementu.

Pro další využití této metodiky by bylo vhodné spolu s testováním systému vzorek-minišroub provést tahové zkoušky použitých materiálů vzorků a upřesnit materiálové vlastnosti – modul pružnosti v tahu, který se použije pro MKP analýzu. Pro upřesnění chování systému při zatěžování by se mohla použít MKP analýza využívající nelineární materiálový model. Dále pak pro testování kostního cementu zvolit vhodnější materiál pro výrobu formy na odlití vzorků a přesné dodržení postupu při jeho výrobě.

## Literatura

- [1] VALENTA, Jaroslav. *Biomechanics*. 2. přeprac. a rozš. vyd. Praha: Academia, 1993, 594 s. ISBN 80-200-0346-0.
- [2] STRÁNSKÝ, Jiří. Chirurgické způsoby ošetření zlomenin dolní čelisti [online]. 2009 [cit. 2012-12-19]. Disertační práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. Vedoucí práce Milan Machálka. Dostupné z: <[http://is.muni.cz/th/64172/lf\\_d\\_b1/](http://is.muni.cz/th/64172/lf_d_b1/)>.
- [3] TICHÝ, M., M. BLÁHA a J. KOZÁK. Kranioplastika a plastika tvrdé pleny - nové materiály užívané při operaci, výhody, nevýhody. In: *XVI. postgraduální kurz v neurotraumatologii: [Hradec Králové 1.-3.4.2009 : sborník, program, odborné přednášky]*. 1. vyd. Hradec Králové: Neurochirurgická klinika, Fakultní nemocnice Hradec Králové, 2009, s. 36-38. ISBN 978-80-254-4118-3.
- [4] NOVÁK, Jan A. Operece mozku v době kamenné. In: [online]. [cit. 2012-12-20]. Dostupné z: <http://www.novakoviny.eu/archiv/historie/609-trepanace-pravek-archeologie>.
- [5] KONVIČKOVÁ, Svatava. *Biomechanika kloubů člověka a jejich náhrady*. 1. vyd. Praha; Košice: Viena, 2000, 379 s. ISBN 80-709-9443-6.
- [6] UW Health. [online]. [cit. 2012-12-20]. Dostupné z: [http://www.uwhealth.org/healthfacts/B\\_EXTRANET\\_HEALTH\\_INFORMATION-FlexMember-Show\\_Public\\_HFFY\\_1105110027934.html](http://www.uwhealth.org/healthfacts/B_EXTRANET_HEALTH_INFORMATION-FlexMember-Show_Public_HFFY_1105110027934.html).
- [7] WEINSTEIN, Loryn P a Douglas P HANEL. Metacarpal fractures. *Journal of the American Society for Surgery of the Hand*. 2002, roč. 2, č. 4, s. 168-180. ISSN 15310914. DOI: 10.1053/jssh.2002.36788. Dostupné z: <http://www.former-surgery.northwestern.edu/plasticreading/Documents/curriculum/Hartigan/Handouts/014%20-%20Metacarpal%20Fracture.pdf>.
- [8] OTÁHAL, Jakub. Patobiomechanika a Patokineziologie. [online]. 1999 [cit. 2012-11-01]. Dostupné z: [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendum/biomechanika/vlastnosti\\_tkane\\_kostni.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendum/biomechanika/vlastnosti_tkane_kostni.php).
- [9] DYLEVSKÝ, Ivan, Rastislav DRUGA a Olga MRÁZKOVÁ. *Funkční anatomie člověka*. 1. vyd. Praha: Grada, 2000, 664 s. ISBN 80-716-9681-1.

- [10] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie: učebnice pro lék. fak. [Díl] 1.* 1. vyd. Praha: Avicenum, 1987. 456 s.
- [11] LeFortfractureofskull. *Wikipedia* [online]. [cit. 2012-12-20]. Dostupné z: [http://en.wikipedia.org/wiki/Le\\_Fort\\_fracture\\_of\\_skull](http://en.wikipedia.org/wiki/Le_Fort_fracture_of_skull).
- [12] BUCHVALD, P. Zlomeniny kalvy, zásady ošteření. In: *XVI. postgraduální kurz v neurotraumatologii: [Hradec Králové 1.-3.4.2009 : sborník, program, odborné přednášky]*. 1. vyd. Hradec Králové: Neurochirurgická klinika, Fakultní nemocnice Hradec Králové, 2009, s. 35-36. ISBN 978-80-254-4118-3.
- [13] KLAMMERT, Uwe, Uwe GBURECK, Elke VORNDRAN, Jan RÖDIGER, Philipp MEYER-MARCOTTY a Alexander C. KÜBLER. 3D powderprintedcalciumphosphateimplantsforreconstructionofcranial and maxillofacialdefects: practicalpropertiesofminiscrews and miniplates. *JournalofCranio-MaxillofacialSurgery*. 2010, roč. 38, č. 8, s. 565-570. ISSN 10105182. DOI: 10.1016/j.jcms.2010.01.009. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1010518210000211>.
- [14] AN, Yuehuei. *Mechanicaltestingofbone and the bone-implant interface*. BocaRaton: CRC Press, 2000, s 463 – 488, 624 s. ISBN 08-493-0266-8.
- [15] Michalec, J. a kolektiv. *Pružnost a pevnost I*. Vyd. 2. Praha: České vysoké učení technické, 2001. s 48 – 50 a 120 – 129. ISBN 80-010-2359-1.
- [16] Horák, Zdeněk, D. POKORNÝ, a kol. Polyetheretherketon (PEEK) - I. část: Perspektivní materiál pro ortopedickou a traumatologickou praxi. In: *ACTA CHIRURGIAE ORTHOPAEDICAE ET TRAUMATOLOGIAE ČECHOSLOVACA* [online]. Náchod: Česká společnost pro ortopedii a traumatologii, 2010 [cit. 2013-01-04]. Dostupné z: <http://www.achot.cz/detail.php?stat=412>
- [17] ERKMEN, E., B. SIMSEK, E. YÜCEL, A. KURT, Weidong TIAN a Hang WANG. Comparisonofdifferentfixationmethodsfollowing sagittal split ramusosteotomiesusingthree-dimensionalfiniteelementsanalysis. *JournalofMaterialsProcessing Technology*. 2006, roč. 175, 1-3, s. 452-456. ISSN 09240136. DOI: 10.1016/j.jiom.2004.10.009. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0901502704002930>.

- [18] FERNÁNDEZ, J. R., M. GALLAS, M. BURGUERA, J.M. VIANO, Weidong TIAN a Hang WANG. A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed mini plates. *Journal of Biomechanics*. 2003, roč. 36, č. 3, s. 329-337. ISSN 00219290. DOI: 10.1016/S0021-9290(02)00416-5. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929002004165>.
- [19] JI, Baohui, Chun WANG, Lei LIU, Jie LONG, Weidong TIAN a Hang WANG. A biomechanical analysis of titanium miniplates used for treatment of mandibular symphyseal fractures with the finite element method. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2010, roč. 109, č. 3, e21-e27. ISSN 10792104. DOI: 10.1016/j.tripleo.2009.11.003. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S10792104090008361>.
- [20] KŘEN, Jiří, Josef ROSENBERG a Přemysl JANÍČEK. *Biomechanika*. 2. vyd. Plzeň: Západočeská univerzita, 2001, 380 s. ISBN 80-708-2792-0.
- [21] MACHÁLKA, Milan. KLINIKA ÚSTNÍ, čelistní a obličejové chirurgie FN Brno a LF MU v Brně. *Poranění obličejových kostí a zubů*. Dostupné z: [http://www.med.muni.cz/Traumatologie/Ustni\\_chirurgie/Ustni\\_chirurgie.htm](http://www.med.muni.cz/Traumatologie/Ustni_chirurgie/Ustni_chirurgie.htm).
- [22] MOTOHASHI, Tomokazu, Masahiro NAKAJIMA, Yuichi SHOJU, Kenta OZAKI, Hideya HAENIWA, Hirohito KUBO, Kenji KAKUDO a Mitsuchika SUGITATSU. Three-dimensional finite element stress analysis of the different bioabsorbable osteosynthesis plate forms in the bilateral sagittal splitting ramus osteotomy. *Asian Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2011, roč. 23, č. 1, s. 10-17. ISSN 09156992. DOI: 10.1016/j.ajoms.2010.10.004. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0915699210001317>.
- [23] PRAKASH NARAIN TANDON, Ravi Ramamurthi. *Ramamurthi and Tandon's textbook of neurosurgery*. 3rd ed. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers. s. 471-480. ISBN 978-935-0250-723. On line na <http://books.google.cz/books?id=ppO0ye8tUYoC&pg=PA471&lpg=PA471&dq=cranioplastic+trauma&source=bl&ots=Jav41bN2pV&sig=Ecnyz->

[sS8dqNLSpi4-](#)

[w0DvWX2hI&hl=cs#v=onepage&q=cranioplastic%20trauma&f.](#)

- [24] SHIKINAMI, Y., M. OKUNO. Bioresorbable devices made of forged composites of hydroxyapatite (HA) particles and poly l-lactide (PLLA). Part II: practical properties of miniscrews and miniplates. DOI: 10.1016/S0142-9612(01)00072-2. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0142961201000722>.
- [25] STADELMANN, Vincent A., Elise BRETTON, Alexandre TERRIER, Philip PROCTER, Dominique P. PIOLETTI a Alexander C. KÜBLER. Calcium phosphate cement augmentation of cancellous bone screws can compensate for the absence of cortical fixation: practical properties of miniscrews and miniplates. *Journal of Biomechanics*. 2010, roč. 43, č. 15, s. 2869-2874. ISSN 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.07.025. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929010004161>.
- [26] WU, Ju-Hui, Huang-Chi WANG, Chun-Ming CHEN, Pei-Chen LU, Sheng-Tsung LAI, Kun-Tsung LEE a Je-Kang DU. Pullout strengths of orthodontic palatal mini-implants tested in vitro: practical properties of miniscrews and miniplates. *Journal of Biomechanics*. 2010, roč. 43, č. 15, s. 2869-2874. ISSN 00219290. DOI: 10.1016/j.jds.2011.09.003. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1991790211000778>.
- [27] ZIEBOWICZ, A., J. MARCINIAK, M. BURGUERA, J. M. VIANO, Weidong TIAN a Hang WANG. The use of miniplates in mandibular fractures: a biomechanical analysis. *Journal of Materials Processing Technology*. 2006, roč. 175, 1-3, s. 452-456. ISSN 09240136. DOI: 10.1016/j.jmatprotec.2005.04.063. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0924013605004309>.



## **Seznam příloh:**

**Příloha A** katalogový list [www.Beznoska.cz](http://www.Beznoska.cz)

**Příloha B** výkres minišroubu, firma Beznoska s.r.o.

**Příloha C** část katalogu PALACOS®

## Minišroub

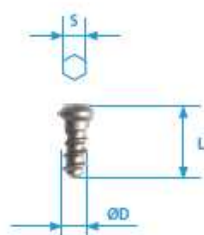
**Materiál:** Titanová slitina (ISO 5832-3)



Průměr D [mm]	S [mm]	L [mm]	Kód VZP	Objednací číslo
2	1,5	6	12683	520100
		8	12684	520200
		10	12685	520300
		12	12686	520400
		14	12687	520500
		16	12688	520600
		18	12689	520700
		20	12690	520800

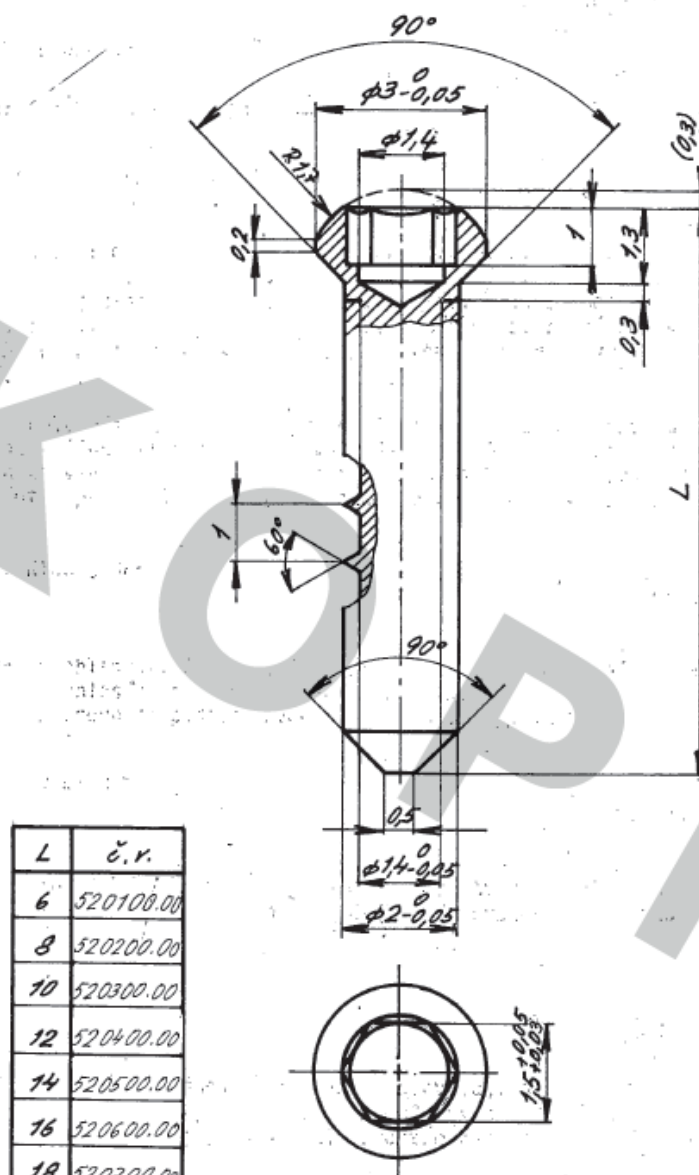
## Minišroub pojistný

**Materiál:** Titanová slitina (ISO 5832-3)



Průměr D [mm]	S [mm]	L [mm]	Kód VZP	Objednací číslo
2,2	1,5	6	12691	521000

**Příloha B - výkres minišroubu, firma Beznoska s.r.o.**



PEVNOST : 500-600 MPa

MATERIÁL	TITAN	PATŘÍ K VÝKR.
MĚŘÍTKO	10:1	
RESLIL	19.5.92 Bred.	<b>KORTIKÁLNÍ ŠROUB</b> $\phi 2mm$
ONTROL	gf-el	
KLADNO		5201-08 00.00

## PALACOS® – desetiletí klinického úspěchu

### Desetiletí zkušeností

Heraeus vede vývoj a výrobu kostních cementů PMMA již 50 let. Díky tomuto bohatství zkušeností a informací od našich klientů jsme schopni trvale vyrábět produkty, které splňují požadavky moderní ortopedické chirurgie.

### Konzistentní kvalita

Na základě nejvyšší kvality surovin a díky prověřenému složení PALACOS®R stanoví kostní cementy od Heraeus srovnávací měřítko v oblasti bezpečnosti a chování cementů. To se přenáší do spolehlivých vlastností při zpracování a manipulačních charakteristik. Zajišťuje to lepší výsledek chirurgického výkonu, a proto si PALACOS® často získal pověst zlatého standardu při použití s moderními cementovacími technikami.

### Vysoká stabilita pro dlouhou dobu přežití implantátů

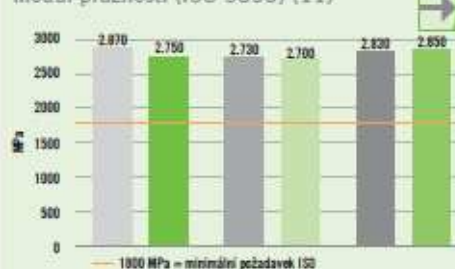
Ať již je to pevnost v tlaku, pevnost v ohybu nebo modul pružnosti: Mechanické hodnoty PALACOS® vždy překračují požadavky ISO. Vynikající stabilita a dobré mechanické vlastnosti jsou základním požadavkem pro dlouhodobou životnost ortopedických implantátů.

Dobrá viditelnost během chirurgického zákroku Barvivo E141 (založené na chlorofylu) dává cementům PALACOS® jejich charakteristickou zelenou barvu. Jsou tak mnohem lépe viditelné, což usnadňuje lepší manipulaci během operace.

Pevnost v tlaku (ISO 5833) (11)



Modul pružnosti (ISO 5833) (11)



Pevnost v ohybu (ISO 5833) (11)



■ PALACOS®R ■ PALACOS®MV ■ PALACOS®LV  
■ PALACOS®R+G ■ PALACOS®MV+G ■ PALACOS®LV+G

(9) Färner, G. et al.: Die infizierte Hüftendoprothese – Spätkomplikation nach der 6. postoperativen Woche, In: Cotta, H., Braun, A. (Hrsg.): 1995, p. 124–135.  
(10) Wehling, H.: Über die Freisetzungsmenge von Antibiotika aus Knochenzementen – Ergebnisse vergleichender Untersuchungen in vitro und in vivo, In: Wiltke, H.-G., Buchhorn, G. (Ed.): Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie, Band 51, Knochenzement, 1987, p. 221–226.  
(11) data on file at Heraeus Medical GmbH